

VŠB-Technická univerzita Ostrava
Fakulta strojní
Katedra aplikované mechaniky

Biomechanika – Osteosyntéza zlomenin calcanea

Disertační práce

Studijní program:	P2346 Strojní inženýrství
Studijní obor:	3901V003 Aplikovaná mechanika
Školitel:	doc. Ing. Karel Frydrýšek, Ph.D.
Doktorand:	Ing. František Sejda

Ostrava, 2019

Anotace disertační práce:

SEJDA, František. Biomechanika – Osteosyntéza zlomenin, Katedra aplikované mechaniky, Fakulta strojní, VŠB-TU Ostrava, 143 stran, 125 obrázků, 19 tabulek, 1 příloha. Školitel: doc. Ing. Karel Frydryšek, Ph.D.

Předkládaná disertační práce se zabývá biomechanikou intramedulárního patního hřebu C-NAIL a jeho přípravků a to pomocí numerických výpočtů a experimentu. U numerických výpočtů jsou implantáty modelovány v přímé interakci s kostní tkání, která je získána z CT snímků. Materiálové vlastnosti kostní tkáně jsou popsány několika modely, z nichž nejvíce odpovídá realitě nehomogenní po částech izotropní materiálový model s předepsáním modulu pružnosti pro jednotlivé elementy. To má za následek přesnější rozložení působící síly na jednotlivé části implantátů. Modely kostní tkáně byly vytvořeny dle dodaných CT snímků v softwaru Materialise Mimics. Měření zátěže na noze odhalilo velikosti dynamických koeficientů, které byly uplatněny v numerických analýzách. Pomocí pevnostních výpočtů byly zkoumány kritická místa fixátoru a jeho přípravků. Tím se zvýšila, ověřila jejich pevnost a spolehlivost, což přispívá k rychlejší a jednodušší léčbě pacientů. Pro potřeby experimentů, především únavového zatěžování, nejen patní kosti, byl navržen univerzální zkušební přípravek. Okrajově byla řešena problematika uzamykatelných šroubů v dlahách.

Klíčová slova

Zlomeniny, patní hřeb, C-NAIL, calcaneus, vnitřní fixace, CT, MKP, simulace kostní tkáně, biomechanika, uzamykatelné šrouby, distraktor, pedoped.

Annotation of Dissertation Thesis:

SEJDA, František. *Biomechanics – Osteosynthesis of calcaneal fractures*, , Department of Applied Mechanics, Faculty of Mechanical Engineering, VŠB-TU Ostrava, 143 pages, 125 figures, 19 tables, 1 supplement. Tutor: doc. Ing. Karel Frydryšek, Ph.D.

This thesis deals with biomechanics of intramedullary heel nail C-NAIL and its preparations, numerical calculations and experiment. In numerical calculations, implants are modeled in direct interaction with bone tissue from CT scans. The material properties of bone tissue are described by several models, most of which correspond to the reality of inhomogeneous in parts isotropic material model with modulus of elasticity for each elements. This results in a more accurate distribution of the force applied to the individual parts of the implants. Bone tissue models were created using CT images in Materialise Mimics software. Measurement of the foot load received the magnitude of dynamic coefficients that were applied in numerical analyses. These results also serve to optimize implants. This improves their reliability and strength, contributing to faster and easier patient care. For the experiment, especially fatigue loading, not only for calcaneus was designed universal test fixture. Lightly there was also solved problem of locking screws into the plates.

Keywords

Fractures, heel nail, C-NAIL, calcaneus, internal fixation, CT, FEM, simulation of the bone tissue, biomechanics, self-locking screws, distractor, pedoped

Obsah

1	Seznam použitého značení, symbolů a zkratk	10
2	Úvod	16
3	Stav řešené problematiky	18
4	Cíle práce	20
5	Anatomie stavby kosti	21
6	Patní kost (calcaneus)	25
6.1	Orientační úhly na patní kosti (calcaneu)	27
7	Zlomeniny patní kosti	30
8	Léčba zlomenin patní kosti	37
8.1	Konzervativní léčba zlomenin patní kosti	37
8.2	Operační postupy	38
8.2.1	Polootevřený (minimally – invasive) postup	38
8.2.2	Mediální (Mc Reynoldsův) řez	40
8.2.3	Laterální řez	40
8.3	Zevní fixace	42
8.4	Vnitřní fixace	43
8.5	Zhodnocení fixací	48
8.6	Rehabilitace po zlomenině calcanea	48
9	Distraktor	51
10	Materiálové vlastnosti osteosyntetických implantátů	53
11	Zatížení nohy (chodidla)	55
12	Měření zátěže na noze	57
12.1	Hardwarová část vložek Pedoped®	59
12.2	Softwarová část aplikace pedoped®	59
12.3	Párování vložek se martphonem	60
12.4	Kalibrace levé a pravé nohy	61

12.5	Analýza dat a testování.....	61
12.6	Test – stoj na jedné noze	61
12.7	Test – skok na noze (simulace dopadu).....	63
12.8	Test – chůze	64
13	Zobrazovací metody	65
13.1	Výpočetní tomografie (CT)	65
14	Numerické modelování kostí.....	67
14.1	Materiálové vlastnosti kostí.....	68
15	Pevnostní analýza zdravého calcanea.....	76
15.1	Numerický model zdravé patní kosti (kost – Medin a.s. – MUDr. Pompach).....	79
15.2	Numerický model zdravé kosti (kost vytvořena z CT snímků - FNO)	80
15.3	Výsledky analýzy MKP (patní kost – Medin a.s. – MUDr. Pompach) – bez C-NAILu	81
15.4	Výsledky analýzy MKP (patní kost vytvořená z CT snímků – 1 materiál).....	83
15.5	Výsledky analýzy MKP (patní kost vytvořená z CT snímků – 100 materiálů).....	84
16	Experimentální část	88
17	Pevnostní analýza patního hřebu C-NAIL (aplikace pružného podkladu – řešení bez přímého vlivu calcanea)	91
18	Pevnostní analýza patního hřebu C-NAIL v interakci s calcaneem	93
18.1	Výsledky analýzy MKP patního hřebu C-NAIL s calcaneem (patní kost – Medin a.s. – MUDr. Pomapch)	97
18.2	Výsledky analýzy MKP patního hřebu C-NAIL s calcaneem (patní kost vytvořená z CT snímků – 100 materiálů)	100
18.3	Výsledky analýzy MKP patního hřebu C-NAIL s calcaneem (patní kost vytvořená z CT snímků – 1 materiál)	104
19	Pevnostní analýza Distraktoru	109
19.1	Výsledky pevnostní analýzy Distraktoru.....	112
19.2	Optimalizace distraktoru	115

20	Problematika utahování uzamykatelných šroubů	117
20.1	MKP model	119
20.2	Výsledky MKP analýzy – šroub Inbus	122
20.3	Výsledky MKP analýzy – šroub Torx	124
21	Závěr.....	128
21.1	Přínos pro vědní praxi	129
21.2	Možnosti dalšího rozvoje	129
22	Conclusion.....	131
22.1	Contribution for science and industry	132
22.2	Recomendation for further research	133
23	Seznam použitých pramenů.....	135
24	Autorovy publikace	142
25	Seznam příloh.....	143

Místopřísežné prohlášení

Prohlašuji, že jsem celou disertační práci včetně příloh vypracoval samostatně pod vedením školitele a uvedl jsem všechny použité podklady a literaturu.

Ostrava, srpen 2019

Ing. František Sejda

Poděkování

Rád bych poděkoval svému školiteli doc. Ing. Karlu Frydryškovi, Ph.D. za vedení, trpělivost, ochotu a připomínky při vypracování disertační práce, lékařům z FNO a Pardubické nemocnice, zástupcům z firmy Medin a.s. za cenné rady a v neposlední řadě svým rodičům a manželce Marcelce, kteří mi byly oporou po celou dobu studia.

ŘEŠENÉ V PROJEKTECH

MPO FR-TI3/818	Projekt výzkumu a vývoje: Zevní fixace
TA03010804	TAČR: Osteosyntéza zlomenin nohy a ruky
IRP 120/2014	Softwarové vybavení pro zpracování obrazů, přípravu konečnoprvkové sítě modelů a návrh implantátů v biomedicínském inženýrství
SP2014/17	Studentská grantová soutěž: Aplikace numerických a experimentálních metod v oblasti mechaniky a biomechaniky
SP2015/180	Studentská grantová soutěž: Aplikace pokročilých materiálových modelů v mechanice poddajných těles s podporou experimentálních metod
SP2016/145	Studentská grantová soutěž: Rozvoj výpočtového a experimentálního modelování v aplikaci na vybrané úlohy technické praxe
SP2017/136	Studentská grantová soutěž: Výpočtové a experimentální modelování se zaměřením na materiálový výzkum a biomechaniku
SP2018/63	Studentská grantová soutěž: Experimentální a výpočtové modelování v aplikaci na vybrané úlohy technické praxe
SP2019/100	Studentská grantová soutěž: Využití numerického a experimentálního modelování v průmyslové praxi

1 SEZNAM POUŽITÉHO ZNAČENÍ, SYMBOLŮ A ZKRATEK**SEZNAM POUŽITÉHO ZNAČENÍ**

Označení	Význam	jednotka
E	Modul pružnosti	[MPa]
$E_{(x,y,z)}$	Modul pružnosti pro daný element	[MPa]
F	síla	[N]
$F_{chůze}$	Síla při chůzi	[N]
F_{skok}	Síla při skoku	[N]
F_{stoj}	Síla při stoji	[N]
g	Gravitační zrychlení	[ms ⁻²]
G	Tíhová síla	[N]
HU _{max}	Maximální naměřená velikost Hounsfieldovy jednotky v kostní tkáni	[-]
HU _{vzduchu}	Hounsfieldova jednotka pro vzduch	[-]
f	Frekvence	[Hz]
k	Smluvní konstanta pro výpočet HU	[-]
K_1, K_2, K_3	Tuhost elastického podloží	[N/mm ³]
$K_{dychůze}$	Dynamický koeficient při chůzi	[-]
$K_{dynskok}$	Dynamický koeficient při dopadu	[-]
$K_{dynstoj}$	Dynamický koeficient při stoji na noze	[-]
k_u	Koeficient zeslabení vyšetřované tkáně	[cm ⁻¹]
k_{uv}	Koeficient zeslabení vody	[cm ⁻¹]

m	Hmotnost	[kg]
$R_{p0,2}$	Mez kluzu	[MPa]
R_m	Mez pevnosti	[MPa]
V_i	Objem kostní tkáně	[m ³]
x,y	Koeficienty pro přepočet Hounsfieldovy jednotky na hustotu	[-]
X,Y	Koeficienty pro přepočet hustoty na Youngův modul pružnosti	[-]
α	Böhlerův úhel	[-]
β	Gissanův úhel	[-]
ε	Deformace	[-]
ε_p	Plastická deformace	[-]
γ	Lanzův úhel	[-]
μ	Poissonovo číslo	[-]
μ_{ocel}	Poissonovo číslo pro ocel	[-]
μ_{titan}	Poissonovo číslo pro titan	[-]
ρ	Zdánlivá hustota	[kg.m ⁻³]
ρ_{kort}	Hustota pro kortikální tkáně	[kg.m ⁻³]
$\rho_{vzduchu}$	Hustota pro vzduch	[kg.m ⁻³]
$\rho_{(x,y,z)}$	Hustota pro daný element	[kg.m ⁻³]
σ	Smluvní napětí	[MPa]
σ_f	Únavová pevnost (napětí)	[MPa]
σ_{HMH}	Maximální redukované napětí dle hypotézy HMH	[MPa]

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

Označení	Význam
Al	Hliník
AO	Pracovní spolek pro otázky osteosyntézy (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefrage)
ARO	Anesteziologicko – resuscitační oddělení
CAD	Počítačové projektování (Computer Aided Design)
CR2016	Typ baterie
CT	Počítačová tomografie
FNO	Fakultní nemocnice Ostrava
FPS	Snímků za vteřinu (frames per second)
HB	Tvrdost dle Brinella
HU	Hounsfieldova jednotka
JIP	Jednotka intenzivní péče
MCD	Typ fixátoru
MKP	Metoda konečných prvků
MRI	Magnetická rezonance (Magnetic Resonance Imaging)
ORIF	Uzavřené reponování zlomeniny interní fixací (Open Reduction Internal Fixation)
PET	Petronová emisní tomografie

RTG	Rentgen
Si	Křemík
Ti	Titan
USG	Ultrazvuková sonografie
V	Vanad

SLOVNÍK LÉKAŘSKÝCH POJMŮ

Anatomie	Nauka o lidském těle
Arterie	Tepna
Calcaneus	Patní kost
Distraktor	Zařízení pro repozici kostní tkáně
Extraartikulární	Mimo kloubní
Os femoris, femur	Stehenní kost
Hematom	Krevní výron
Implantát	Náhrada
Intraartikulární	Uvnitř kloubu
Intramedulární	Uvnitř kostní dřeně
Kadáver	Mrtvola
Medulla osium	Kostní dřeň
ontogeneze	Vývoj jedince
Os cuboideum	Kost krychlová
Os naviculare	Kost člunková
Osteocyt	Základní buňka kosti
Osteolýza	Úbytek kostní tkáně
Osteoporóza	Řídnutí kostní tkáně
Osteosyntéza	Operační léčba zlomenin
Periost	Tkáň pokrývající zevní povrch kosti
Pronace	Vnější rotace nohy

Sternum	Hrudní kost
Substantia compacta (kortika)	Druh kostní tkáně
Substantia spongiosa (spongióza)	Druh kostní tkáně
Supinace	Vnitřní rotace nohy
Talus	Hlezno
Tibie	Holenní kost

2 ÚVOD

Patní kost (latinsky calcaneus, případně os calcis nebo os calcaneum) je jedna z kostí kosterní stavby těla, která tvaruje lidskou nohu (chodidlo). Je to největší a nejmasivnější kost v chodidle. V kostře nohy tvoří zadní a spodní oddíl, který přejímá váhu těla z hlezenní kosti (talus) a přenáší ji na podloží. V horní části přiléhá k hlezenní kosti, je součástí hlezenního kloubu (Articulatio talocruralis), a v přední části ke krychlové kosti. V zadní části se na ni upíná Achillova šlacha (tendo Achillis). Zlomenina patní kosti je jedna z nejkomplikovanějších úrazů dolní končetiny, která většinou zanechává trvalé následky. Pokud dojde ke zlomení patní kosti, je to pro pacienta trauma. Jednak dochází minimálně k velkým obtížím při chůzi a poškození může vést k rozvoji artrózy a zrodu bolesti, ve většině případů nelze chodit vůbec. Navíc je kost přímo pod kůží a není kryta svaly, pouze tukovým polštářkem, což při poškození povrchové vrstvy těla vede ke komplikacím při hojení jak kožního krytu, tak kosti samotné.

První zmínky o léčbě zlomenin calcanea jsou z dob Hippokrata (460-385 př. n. l.). Prvně zapsaná léčba klidem do stabilizace kostních fragmentů je z roku 1720 z Francie od Petita a DeSaulta. V jednom z prvních vydáních časopisu American medical journals, v roce 1880, popsal léčbu klidem, zábaly a solnými roztoky Bailey. Zásadní zlom v léčbě přišel až v době objevu rentgenového záření, kdy se zásadně změnilo chápání těchto zlomenin a objevily se první snahy o anatomickou repozici. V roce 1913 francouzský lékař Lerich provedl poprvé osteosyntézu pomocí dlahy se šrouby i s použitím kostních štěpů. V průběhu 20. století se stále rozšiřovaly nové metody a přístupy otevřené repozice a vnitřní fixace, nicméně stále byla nejčastější volbou operatérů konzervativní léčba (podávání roztoků a analgetik, nechodící sádra). K opravdu masivnímu použití vnitřních a vnějších fixátorů dochází v 80. letech minulého století. Spolu s vývojem a širokým užitím CT vyšetření byla umožněna preciznější diagnostika a klasifikace těchto zlomenin (např. dle Sanderse).

Dnes jsou metody otevřenou repozicí a vnitřní fixací dlahou calcanea prováděny standartně, ovšem s rizikem vzniku komplikací poruch hojení operační rány a možností vzniku infekce. Právě z důvodu vzniku infekce vznikly nové přístupy vnitřní fixace – hřebíky, u kterých se při jejich zavádění do zlomené patní kosti neodstraňuje tak velké množství kožního krytu, a tím je riziko vzniku infekce sníženo (miniinvazivní přístup).

Úspěšnost léčby patní kosti záleží také na pevnosti daných dlah a hřebů, v případě jejich selhání je nezbytné provést úplnou osteosyntézu znovu. I přes veškerou snahu operátorů není

úspěšnost léčby vždy stoprocentní (např. infekce, osteolýza..), úpravy a zdokonalení těchto implantátů ovšem vedou ke snížení jejich selhání.

Tato práce vznikla ve spolupráci s VŠB – TU Ostrava, nemocnicí Pardubického kraje, Fakultní nemocnicí v Ostravě a českým výrobcem lékařských nástrojů a implantátů Medin a.s. (Nové Město na Moravě) v rámci projektu Osteosyntéza zlomenin nohy a ruky, projekt TAČR č.TA03010804, IRP-rozvoj 120/2014, SP2015/180 Aplikace pokročilých materiálových modelů v mechanice poddajných těles s podporou experimentálních metod a SP2016/145 Rozvoj výpočtového a experimentálního modelování v aplikaci na vybrané úlohy technické praxe, SP2017/136 Výpočtové a experimentální modelování se zaměřením na materiálový výzkum a biomechaniku, SP2018/63 Experimentální a výpočtové modelování v aplikaci na vybrané úlohy technické praxe a SP2019/100 Studentská grantová soutěž: Využití numerického a experimentálního modelování v průmyslové praxi.

3 STAV ŘEŠENÉ PROBLEMATIKY

Testování pevnosti a spolehlivosti vnitřních fixátorů (patních dlah) uvádí například literatura [1], [2], kde ve většině případů je samotná patní kost nahrazena kostí umělou, popřípadě kostí vyrobenou pomocí rapid prototypingem (3D tisk). Použití lidské kosti bývá nejen z důvodu etické komise velmi komplikované. Ovšem v žádném případě nebyly experimenty ověřeny za pomoci numerických metod, které mohou nápomoci k jednoduché optimalizaci a zvýšení spolehlivosti dlah.

Testování pevnosti a spolehlivosti nových metod osteosyntézy patní kosti pomocí patních hřebů bylo zatím prováděno jen na technické universitě v Rostocku [3], kde bylo realizováno testování různých provedení fixačních implantátů pro fixaci zlomeniny patních kostí. Zkouška umožnila nasimulovat podmínky fixace zlomeniny s použitím kadáverů. Celkem bylo testováno 21 patních kostí, které byly vyjmuty z nohou kadáverů. Patní kost byla rozřezána na fragmenty dle standardizovaných lomných linií. Fragmenty prvních sedmi patních kostí byly fixovány dlahou Rimbus, další francouzským hřebem Calcanail a posledních sedm hřebem C-NAIL. Každý fragment byl opatřen odrazovým čidlem. Kamera snímala změnu pozice jednotlivých fragmentů v závislosti na zátěži. Dále byla patní kost zatěžována postupně v kraniokaudálním směru v čase s postupným zvyšováním působící síly a následně byl proveden zátěžový selhávací test. Z předběžných výsledků je zřejmé, že největší stabilitu prokazuje kalkaneální hřeb C-NAIL, poté Calcanail, následně dlaha Rimbus.

Samotné MKP modelování patního hřebu bylo doposud provedeno pouze na VŠB – TUO a to v diplomové práci autora [4] kde ovšem byla interakce s kostí nahrazena pružným podkladem a bakalářské práci Ing. Vojtěcha Řepy [5], který ve své práci použil dva materiálové modely, popisující spongiózní část a a vrstvu popisující periost.

Tématem modelování kostí se zabývá literatura [6], [7], [8], která porovnává různé materiálové modely kostí. Při MKP modelování patní kosti je doposud výhradně používán homogenní izotropický materiálový model s konstantním modulem pružnosti E /MPa/ a Poissonovým číslem [2].

Pro provedení pevnostních analýz patní kosti je nutné vytvořit CAD model calcanea z CT snímků. Pro editaci a tvorbu takových modelů z CT snímků (formát DICOM), existuje celá řada software, např InVesalius [9], Vitrea [10], Seg3D [11], 3Dslicer [12] a další. Pro tvorbu modelů v této práci byl využit software Materialise Mimics [13], který byl zaveden na Katedře aplikované mechaniky v rámci projektu IRP-rozvoj 120/2014. Podobný přístup je po celém

světě standartní, většinou se ale pro výpočty ponechává konstantní modul pružnosti pro kostní tkáň a to na základě předešlých zkušeností. Metody, které popisují možné materiálové modely jsou k nahlédnutí v literatuře [14], nebo se kostní modely využívají jako absolutně tuhá tělesa, viz [15].

Problematikou samořezných a uzamykatelných šroubů se zabývá literatura [16] a [17]. Toto téma si, ale vyžaduje detailnější přístup, v této práci je zkoumáno jen okrajově.

4 CÍLE DISERTAČNÍ PRÁCE

1. Rozbor používaných metod osteosyntézy calcanea.
2. Zpracování a vytvoření CAD modelů calcanea za pomoci lékařských dat z CT snímků.
3. Rozbor mechanických vlastností, zatížení a okrajových podmínek calcanea.
4. Realizace výpočtového modelu respektující funkci calcanea a její interakci s ostatními kostmi nohy.
5. Pevnostní analýzy patního hřebu, jeho součástí a distraktoru.
6. Návrh a realizace experimentů patních dlah a hřebů.
7. Rozhodnutí o doporučení patních hřebů ke klinickému použití.
8. Rozvoj předmětu Biomechanika na VŠB – TU Ostrava

5 ANATOMIE STAVBY KOSTI

Kostní tkáň je pojivová tkáň, která má nosnou, podpůrnou a ochrannou funkci. Skládá se z buněk a z mezibuněčné hmoty. Mezibuněčná hmota obsahuje složku ústrojnou a neústrojnou. Ústrojná složka je tvořena svazky kolagenních fibril stmelěných amorfní hmotou, jejímiž hlavními složkami jsou osteoalbumoid a osteomukoid [18]. Do této ústrojné složky se ukládá složka neústrojná – krystaly soli, a to nejprve na povrchu kolagenních fibril, později i uvnitř fibril. Neústrojná složka je důležitá pro tvrdost a pevnost kosti při zachování určité pružnosti. Poměr mezi mezibuněčnou hmotou a minerální složkou se během života mění. Neústrojných solí postupně přibývá, proto jsou kosti v mládí pružnější, a v pozdním věku křehčí [18].

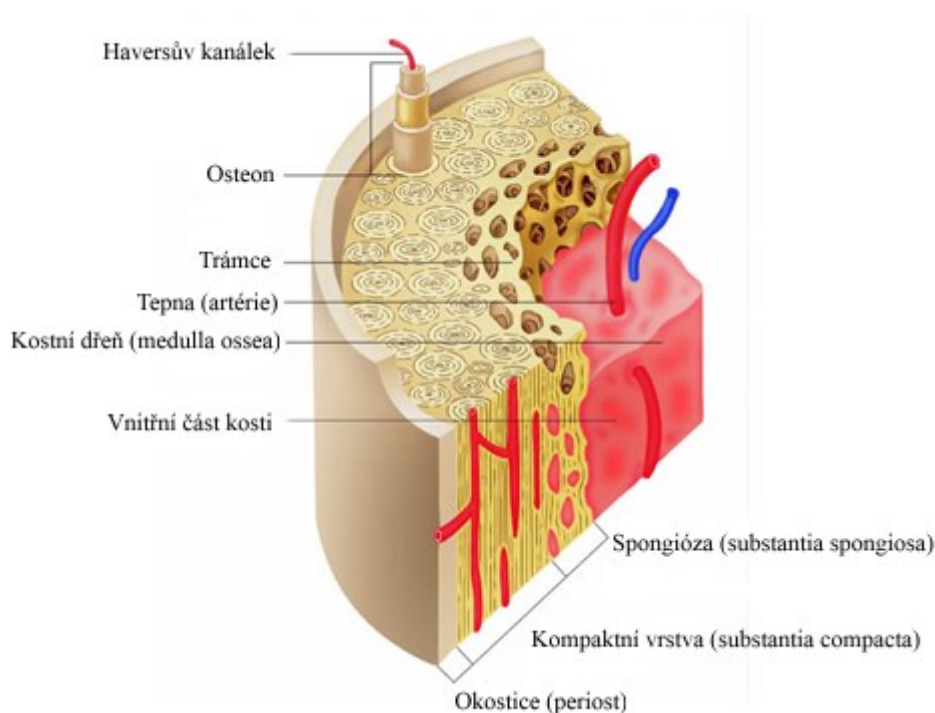
Základní buňky, ze které kost vzniká, se nazývají osteoblasty. Produkují prekurzory, což je základní hmota kosti – kostní matrix. Postupně se jí obklápějí, až jsou v ní zcela zalaty, a tím se mění v osteocyty. Osteocyty se podílejí na procesu uvolňování minerálií ze základní hmoty, a tím se zúčastňují regulace hladiny vápníků v tělních tekutinách [19].

Kostní tkáň, viz Obr. 5. 1, tvoří buď nepravidelné pletivo, nebo pravidelné vrstvičky, tzv. lamely. Podle toho se kost rozlišuje na kost fibrilární (vláknitou) a kost lamelární (vrstevnatou). Vlákennitá kost je u člověka v období ontogeneze¹. V dospělosti se vyskytuje jen ve stěně vnitroušního labyrintu, při švech lebečních kostí a v místech kostních drsnatin při úponech svalů a vazů. Všude jinde se vyskytuje lamelární stavba [20].

Kosti jsou spojeny hustou vazivovou blánou, tzv. okosticí (periost). Okostice, pokrývá celý vnější povrch kosti, kromě zakončení pokrytých chrupavkou a spoje svalů nebo kloubní plochy. Na většině míst lze okostici separovat od kosti, výjimkou je oblast sutur (nepohyblivé vazivové spojení) kostí lebečních a opět u úponů svalů a vazů, které do kosti i okostice vysílají svazky kolagenních vláken. V okostici jsou uloženy osteoblasty (kostní buňky, které vylučují kolagen). Osteoblasty mají zásadní význam při obnově kostní tkáně.

¹ Ontogeneze - proces, kterým prochází jedinec od splynutí pohlavních buněk až po dospělost

Odstranění okostice zbavuje kost velké části krevního zásobení a způsobuje postupnou atrofii tkáně (regresivní změnu).



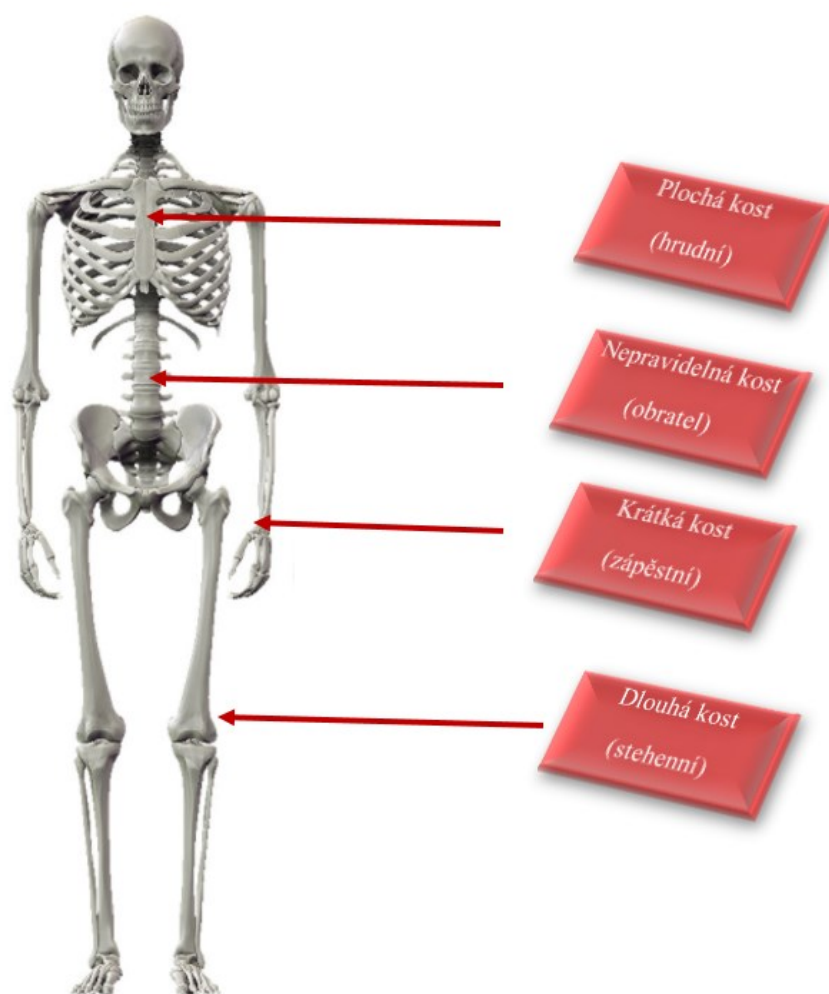
Obr. 5. 1 Kostní tkáň [21]

Okostice pokrývá celý vnější povrch kosti. Naopak vnitřní část kosti je tvořena vrstvou endostu. Endost je tvořen tenkou vnitřní vrstvou oploštělých preosteoblastů a velmi malým množstvím vazivové tkáně, v níž se vyskytují četné drobné cévy [18]. Endost je také mnohem tenčí než periost.

Kostní tkáň tvoří především kostru, ale vyskytuje se i v některých šlachách jako tzv. sezamkové kůstky. Kost je pevný, tvrdý a v jistém rozmezí i pružný orgán žlutobílé barvy. Dle tvaru kosti rozeznáváme kosti dlouhé (např. kost stehenní = os femoris), krátké (např. patní kost = calcaneus) a ploché (např. kost hrudní = sternum), viz Obr. 5. 2. Na dlouhých kostech rozeznáváme tělo a kloubní úseky na obou koncích. Krátké kosti jsou nepravidelného tvaru, s nepravidelnými kloubními plochami různých tvarů. Kosti, které se vymykají předchozím tvarům nebo jsou jejich tvarovou kombinací, se označují jako kosti nepravidelné [18].

Kosti všech typů jsou tvořeny kostní tkání dvou hlavních forem a to substantia compacta, kostní tkáň hutná, která tvoří povrch kostí a substantia spongioza, kostní trámčina, která je v nitru kosti. Dlouhé kosti mají tělo duté, tvořené silným pláštěm kompaktní kosti.

Kloubní konce jsou na povrchu tvořeny tenčí vrstvou kompaktní kosti, uvnitř spongiózní kosti uspořádanou v charakteristické, funkčně podmíněné linii kostních trámeček. Dutina dlouhé kosti (cavum medullare) obsahuje kostní dřev (medulla ossium). Krátké kosti jsou na povrchu tvořeny tenkou vrstvičkou kompakty, nazývanou jako substantia corticalis, uvnitř jsou tvořeny spongiozou. Spongióza je pod povrchem hustší, přenáší a rozděluje tlak na funkčně podmíněné linie spongiózy, které uvnitř kosti probíhají. Ploché kosti mají na zevním a vnitřním povrchu vrstvu kompakty a mezi oběma vrstvami je spongioza se silnější trámčinou [22].



Obr. 5. 2 Rozdělení kostí

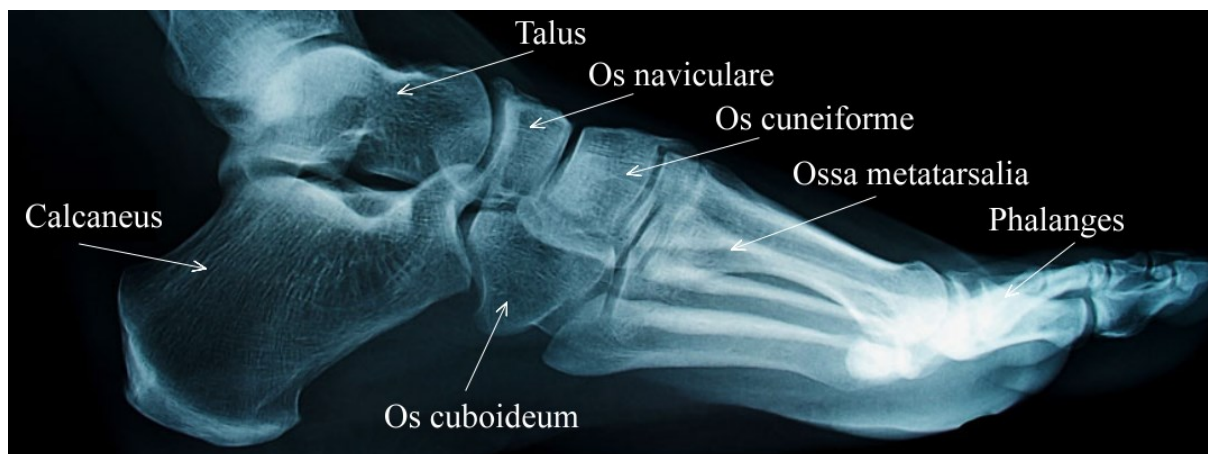
Důležitá pro kost je okostice neboli periosteum, která kryje povrch kosti všude, s výjimkou některých míst, kde je kost spojena se svaem nebo s kloubním pouzdem a mimo kloubní konce kosti, které jsou kryty chrupavkou. Periosteum je tuhý vazivový obal, má různou tloušťku a lze jej na většině míst lehce odloupnout. Výjimku tvoří místa na okrajích plochých kostí lebečních, na ostatních kostech v místech, kam se upínají vazy a šlachy. Tyto snopce totiž

zčásti pronikají přímo do kosti, zčásti se proplétají mezi vazivová vlákna okolního periostu. Periost má funkci mechanickou a biologickou, tzn., že přispívá ke kostitvorbě, která se uplatňuje i za regenerace po zlomeninách [18].

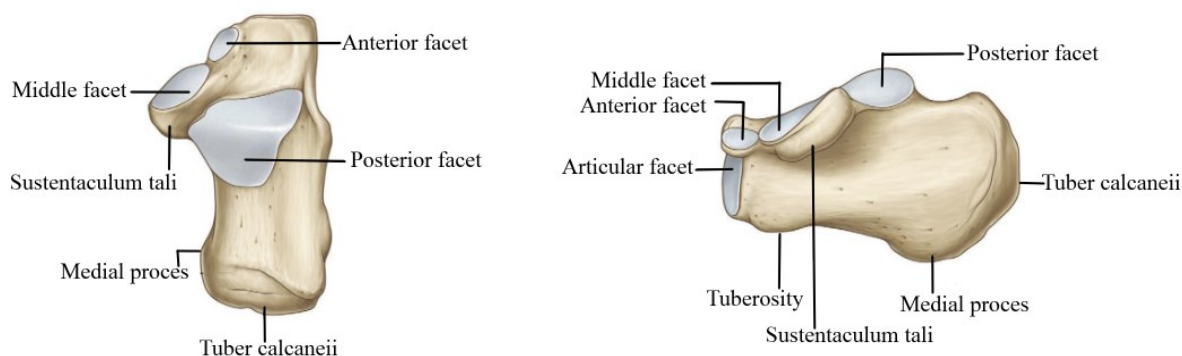
Základní tvar kosti je dán už v embryonální době, tento tvar je však dále remodelován a domodelován ve své vnitřní struktuře i vnějším tvaru během celého růstového období (ženy do cca 16 let, muži cca do 18 let). Rozhodující pro tvar kosti jsou mechanické veličiny (momenty, gravitační síly...), které na kost působí. Tlak na kost či tah můžou působit přímou zátěží nebo nepřímo tahem či tlakem svalů a šlach. Způsobuje se tak přestavba vnitřní struktury do trajektorií vedených směrem siločár. Přiléhající sousední kosti, dále šlachy, svaly, nervy a cévy působí na remodelaci povrchu kosti. V místech remodelace pak vznikají různé útvary, jako jsou prohloubená místa či rýhy a vyvýšená místa, atd. Kost lze považovat za dynamicky se měnící tkáň, která reaguje fyziologickými, biomechanickými změnami na zátěž a poškození.

6 PATNÍ KOST (CALCANEUS)

Patní kost (calcaneus), viz Obr. 6. 1 a Obr. 6. 2, je největší a nejmasivnější z kostí nohy. V kostře nohy tvoří zadní a dolní oddíl, který přejímá část váhy těla z hlezenní kosti a přenáší ji na podložku. Zadní oddíl kosti reprezentuje kostěný podklad paty. Většinu jejího povrchu tvoří kloub. Na povrchu se nacházejí 4 kloubní plochy – přední, střední a zadní kloubní plocha tvořící talokalkaneární kloub [24].

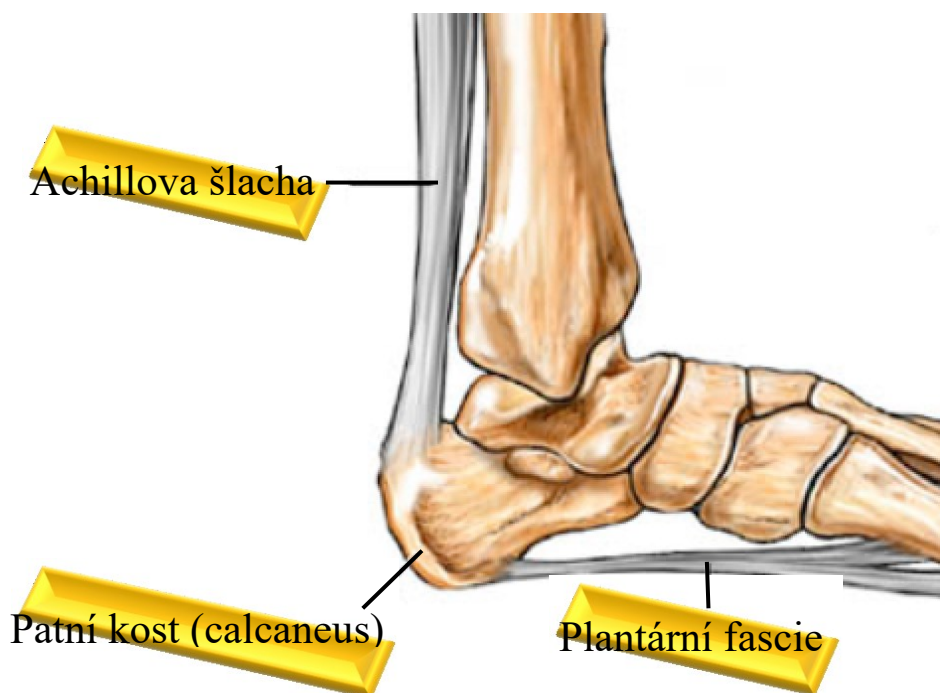


Obr. 6. 1 Umístění patní kosti (calcanea) v noze [25]



Obr. 6. 2 Popis patní kosti (calcanea) [26]

Zadní plocha patní kosti je konvexní a vybíhá v mohutný patní hrbol, tuber calcanei. Hrbol je dole širší a směrem nahoru se zužuje. Do jeho dolní, drsné poloviny se upíná šlacha trojhlavého lýtkového svalu, tzv. Achillova šlacha, viz Obr. 6. 3 [24].



Obr. 6. 3 Úpony vázající se k patní kosti (calcaneu) [27]

Horní plocha patní kosti má nepravidelný tvar, protože z palcové strany vybíhá do horní plochy podpěra hlezenní kosti. Na horní ploše jsou tři kloubní plošky odpovídající stejným ploškám talu [24].

Spodní plocha kosti je ze všech ploch nejužší. Má přibližně obdélníkový tvar s drsným a velmi nerovným povrchem. Výraznější hrbolky a políčka představují místa začátku nožních svalů a vazů [24].

Přední plochu patní kosti zcela pokrývá kloubní plocha krychlové kosti. Je obvykle čtyřhranná a nápadně zvlněná [24].

Vnitřní (palcová) plocha patní kosti je silně konkávní a v přední části až žlábkovitá. Vyčnívá z ní nápadná kostní deska - podpěra hlezenní kosti, sustentaculum tali. V místě, kde podpěra odstupuje od kosti, jde v mírném oblouku shora vzadu, šikmo dolů a dopředu žlábek pro šlachu dlouhého palcového ohýbače [24].

Zevní (malíková) plocha je uložena velmi povrchně pod kůží, a je nepatrně konvexní. Je drsná a na přechodu střední a distální třetiny z ní vystupuje různě nápadný hrbolík, na který se upíná část vazivových poutek, která fixují šlachy lýtkových svalů. Nad i pod hrbolkem jsou pak na kostním povrchu vyznačeny různě hluboké brázdy, ve kterých zde ke kosti přiléhají vazivové pochvy šlach lýtkových svalů [24].

6.1 ORIENTAČNÍ ÚHLY NA PATNÍ KOSTI (CALCANEU)

RTG vyšetření zlomeniny patní kosti odhalí zlomeninu, umožní posoudit dislokaci kosti i základní charakter zlomeniny. Ze snímku lze stanovit i velikost orientačního úhlu. Mezi orientační úhly pro posouzení RTG snímku patří Böhlerův, Gissanův, Preissův a Lanzův úhel.

Böhlerův úhel, viz Obr. 6. 4 je nejznámější a nejrozšířenější orientační ukazatel velikosti dislokace úlomků kostí. Úhel tvoří průsečík linií spojující nejvyšší bod zadního okraje calcanea se zadní kloubní plochou. Velikost úhlu je individuální a je udávána v rozmezí $\alpha = 25^\circ - 40^\circ$. [24]. Kompresí při zlomenině se úhel snižuje často až do negativních hodnot.



Obr. 6. 4. Böhlerův úhel (náhodný výběr snímku z Pardubické nemocnice)

Gissanův úhel, viz Obr. 6. 5 udává přední sklon zadní kloubní plochy. Jedná se o průsečík linií kopírujících subchondrální kost zadní kloubní plochy, stýkajících se pod nejnižším bodem horní plochy calcanea v úhlu $\beta = 120^\circ - 145^\circ$. Do jeho dna, resp. vrcholu,

směřuje výběžek kosti hlezenní, který při nárůstu kompresních sil působí jako klín a je místem vzniku primárních lomných linií. [24]



Obr. 6. 5. Gissanův úhel (Náhodný výběr snímku z Pardubické nemocnice)

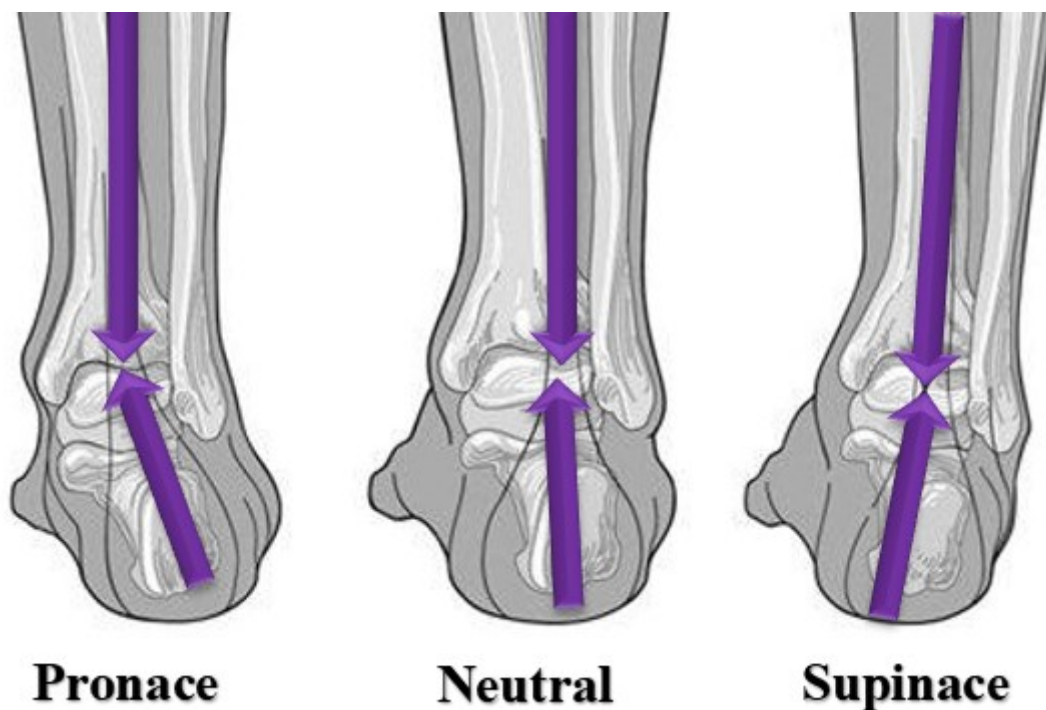
Lanzův úhel, viz Obr. 6. 6 svírá přímka, která je vedena nejvyšším bodem přední kloubní plochy a nejvyšším bodem zadní kloubní plochy s přímkou vedenou horní a dolní hranou výběžku přední plochy patní kosti. Běžně má tento úhel velikost přibližně 90° ($\gamma = 90^\circ$) [24].



Obr. 6. 6. Lanzúv úhel (Náhodný výběr snímku z Pardubické nemocnice)

7 ZLOMENINY PATNÍ KOSTI

Patní kost je menší, ale významnou kostí. Je tvořená z kloubních ploch, které jsou v kontaktu s okolními kůstkami. Při chůzi se na patu přenáší skoro celá váha těla. Dojde-li k poškození, tak i malý posun v kloubních plochách může vést k počátku artrózy, vzniku bolesti, dalším zlomeninám apod. Patní kost je přímo pod kůží a není kryta svaly, pouze tukovým polštářkem, což při poškození povrchové vrstvy těla vede ke komplikacím při hojení jak kožního krytu, tak kosti samotné. Zlomenina patní kosti vzniká nejčastěji pádem z výšky (pracovní úrazy - např. tesaři, pokrývači, česáči ovoce). Jedná se o vážné poranění, kdy pacient může mít obtíže i při adekvátním ošetření. Váha celého těla je přenesena bérce a kostí hlezenní na kost patní, která naráží na odpor podložky, láme se částečně nebo se tříští na větší počet úlomků. K dalším příčinám patří sportovní úrazy (horolezci), méně často autonehody. Poloha končetin rozhoduje o typu zlomenin a následné dislokaci. Například pádem na supinovanou nohu, viz Obr. 7. 1, se může odlomit sustentaculum tali. Nebo při pádu s plantární flexí nohy může padající – hlavně na schodech – narazit na tuber calcanei a odlomit jej. Tuber calcanei se může odlomit i při značné dorzální flexi nohy, kdy noha dopadne jen na něj.



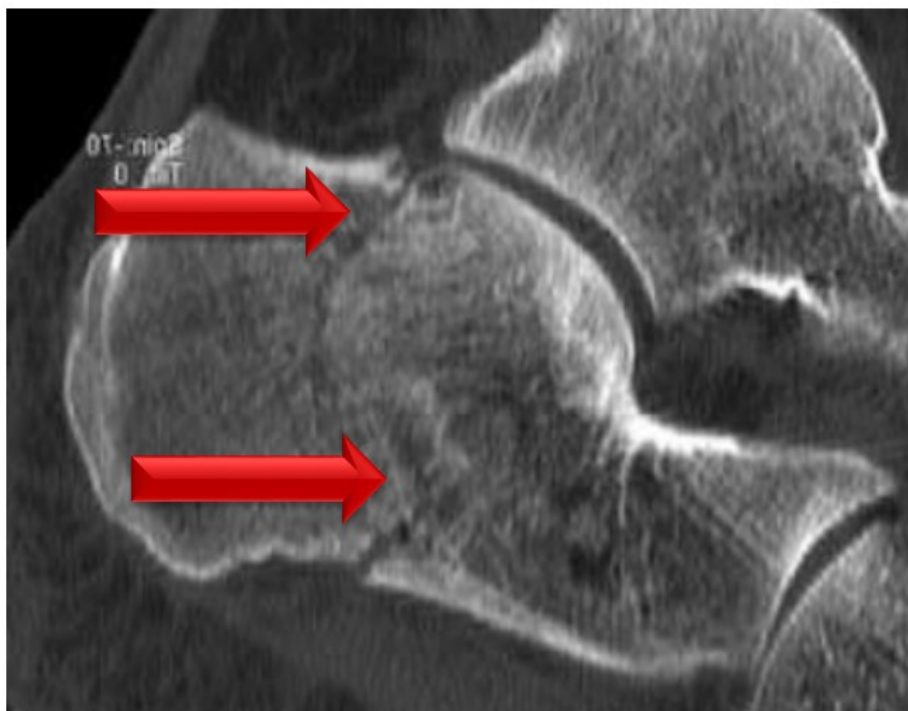
Obr. 7. 1. Možné došlapy na nohu [28]

Poměrně často jsou zlomeniny patní kosti spojeny s dalšími přidruženými traumaty (zlomeniny obratlového těla, bérců, kondylů tibie, kotníků, zlomeniny kosti hlezenní nebo zlomeniny zápěstí jako následek obranného zachytného mechanismu) [29].

Zlomeniny patní kosti jsou diagnostikovány dle anamnézy s uvážením mechanismu úrazu, klinických známek (subjektivní a objektivní příznaky) a hlavně pomocí zobrazovacích metod RTG (Rentgenového záření), CT (Počítačová tomografie). Typickými klinickými příznaky je bolest, omezené až nemožné zatížení poraněné končetiny, omezená pohyblivost nohy hlavně ve smyslu pronace a supinace, progredující otok měkkých tkání a počínající hematom pod kotníkem, oploštění nožní klenby a bolestivost při pohybu v subtalární oblasti šířící se do celé zadní části nohy. CT vyšetření dokáže odhalit zlomeninu i tam, kde se RTG obraz zdá být normální. CT nejlépe informuje o dislokaci kloubních ploch. Je prováděno u všech rentgenologicky prokázaných zlomenin kosti patní, včetně poranění patní kosti bez RTG prokázaných známek zlomeniny, ale s výraznými klinickými příznaky [30].

Zlomeniny patní kosti mohou být:

- a) extraartikulární (abrupce hran, výběžků), viz Obr. 7. 2.



Obr. 7. 2 - Mimokloubní zlomenina patní kosti [31]

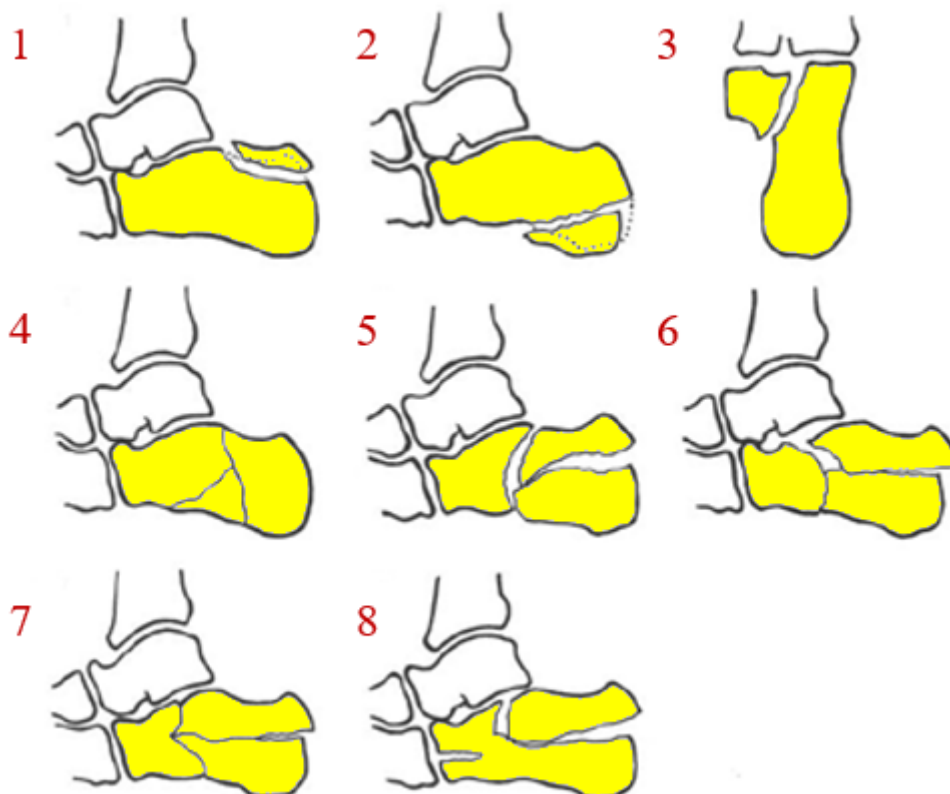
- b) intraartikulární bez závažnější dislokace a bez snížení těla patní kosti
c) intraartikulární s dislokací úlomků a snížením těla patní kosti, viz Obr. 7. 3.



Obr. 7. 3 - Kloubní zlomenina patní kosti [32]

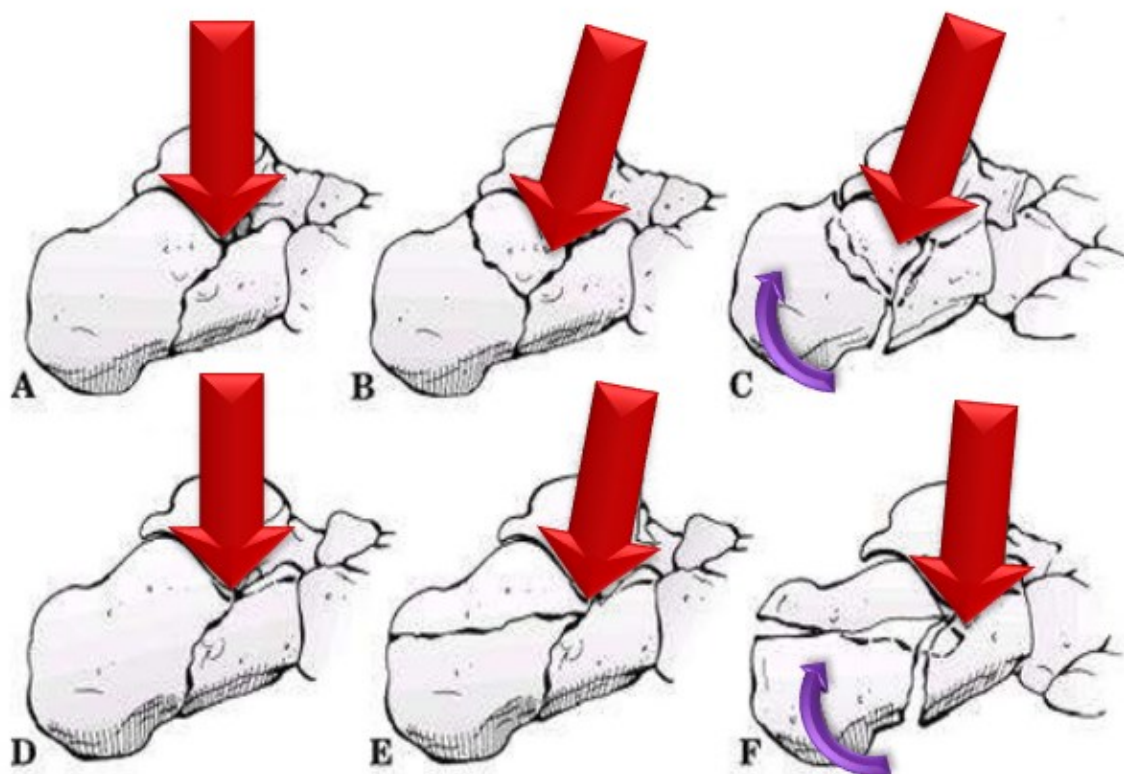
První zmínky o léčbě zlomenin patní kosti jsou z dob Hippokrata (460-385 př. n. l.). V roce 1720 Petit a DeSault ve Francii první popsali léčbu klidem do konsolidace kostních úlomků. V roce 1880 v jednom z prvních vydání časopisu American medical journals popsal Bailey léčbu klidem, elevací, zábaly a solnými roztoky. Zásadním zlomem v léčbě přišel až v době objevu rentgenového záření, kdy se zásadně změnilo chápání těchto zlomenin, a objevily se první snahy o anatomickou repozici. V roce 1913 francouzský lékař Lerich provedl poprvé osteosyntézu calcanea pomocí dlahy se šrouby i s použitím kostních štěpů [33].

Jedním z prvních, kdo uvedl rozsáhlý klasifikační systém zlomenin patní kosti, byl v roce 1934 Böhler, viz Obr. 7. 4. Popsal celkem 8 typů zlomenin, z toho 1-4 byly mimokloubní a 5-8 nitrokloubní zlomeniny. Nevýhodou této klasifikace byla přílišná podrobnost a tudíž menší přehlednost a také to, že ne všechny typy zlomenin do nich šly zařadit [29].



Obr. 7. 4 - Böhlerova klasifikace zlomenin [33]

Tento systém přehledněji pozměnil Essex – Lopresti, viz Obr. 7. 5, dle mechanismu vzniku na zlomeniny nepostihující subtalární kloub a skupinu zlomenin s postižením subtalárního kloubu (tongue type – jazykový typ a joint depression type – kloubně depresní typ). U zlomeniny jazykového typu působí tříštivá síla ve vertikálním směru. Jde o zlomeninu těla patní kosti se zachováním horního fragmentu ve tvaru jazyka. Působí - li tříštivá síla šikmo zepředu nahoře dozadu dolů (dorzálně flektovaná noha), jde o kloubně depresní typ zlomeniny, kdy se láme horní polovina těla patní kosti a celá zadní kloubní plocha je rotována a dislokována do těla patní kosti [34].



Obr. 7. 5 - Essex - Loprestiho klasifikace zlomenin [34]

V odborné literatuře je popisována celá řada klasifikací zlomenin patních kostí, které je možné použít. Jednou z nejznámějších a v praxi nejvíce využívaných je klasifikace dle Sanderse, která vychází z počtu a umístění lomných linií na zadní kloubní ploše kalkaneu. Dále klasifikace AO, Essex-Lopresti, Zwipp a další. AO klasifikace (klasifikace dle Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen, tj. Pracovního spolku pro otázky osteosyntézy), přiřazuje patní kosti číselné označení 81.2. A,B,C. (první údaj uvádí postiženou kost 8 – noha, druhý údaj určuje segment kosti, třetí údaj vyjadřuje typ zlomeniny A-extraartikulární, B-intraartikulární, C-luxační zlomeniny²), viz Obr. 7. 6.

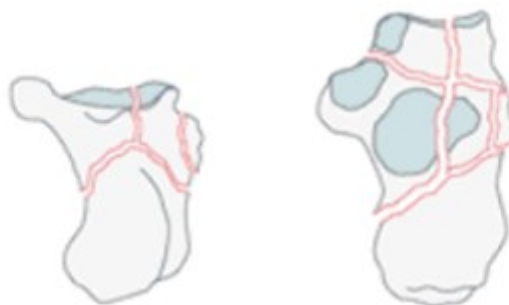
Essex-Lopresti dělí zlomeniny na extraartikulární a intraartikulární. Intraartikulární dělí dále na kloubně depresní typ (joint depression type) a jazykový typ (tongue type).

Klasifikace dle Zwippa, viz Obr. 7. 7, je založena na jednotlivém součtu fragmentů a poraněných kloubních ploch, s možností připočtení jednoho bodu za vedlejší zranění, např. přidružená zlomenina talu či otevřená fraktura.

² Luxační zlomeniny – vykloubené zlomeniny

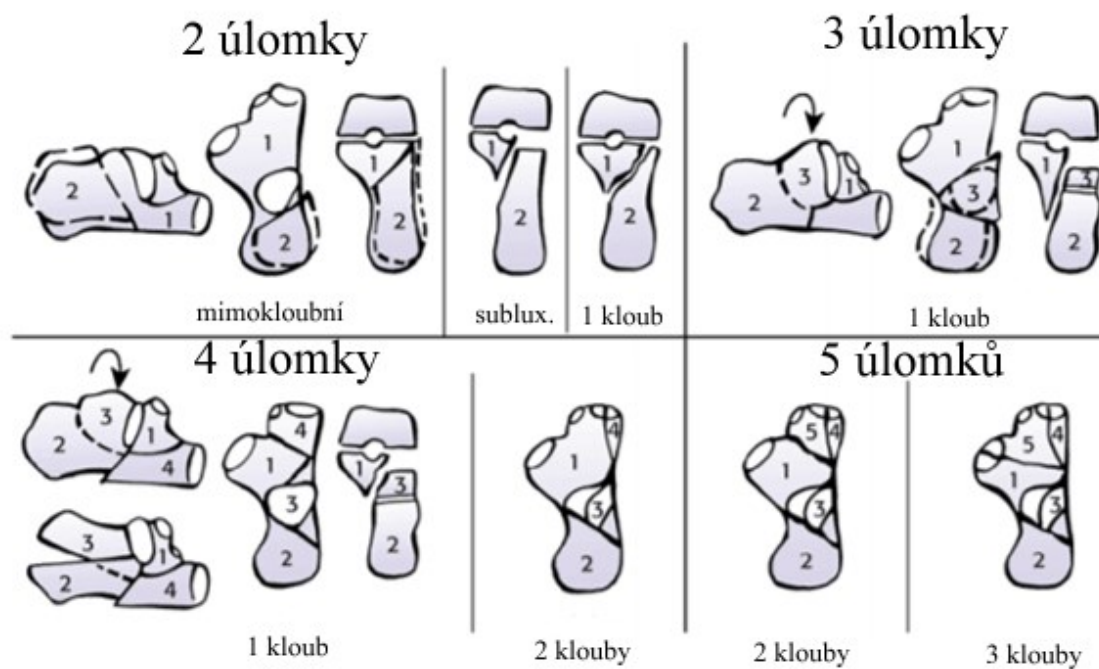


81.2 A – Extraartikulární zlomenina 81.2 B – Intraartikulární zlomenina



81.2 C Luxační zlomenina

Obr. 7. 6 - AO klasifikace zlomenin [35]



Obr. 7. 7 - Zwippova klasifikace zlomenin [36]

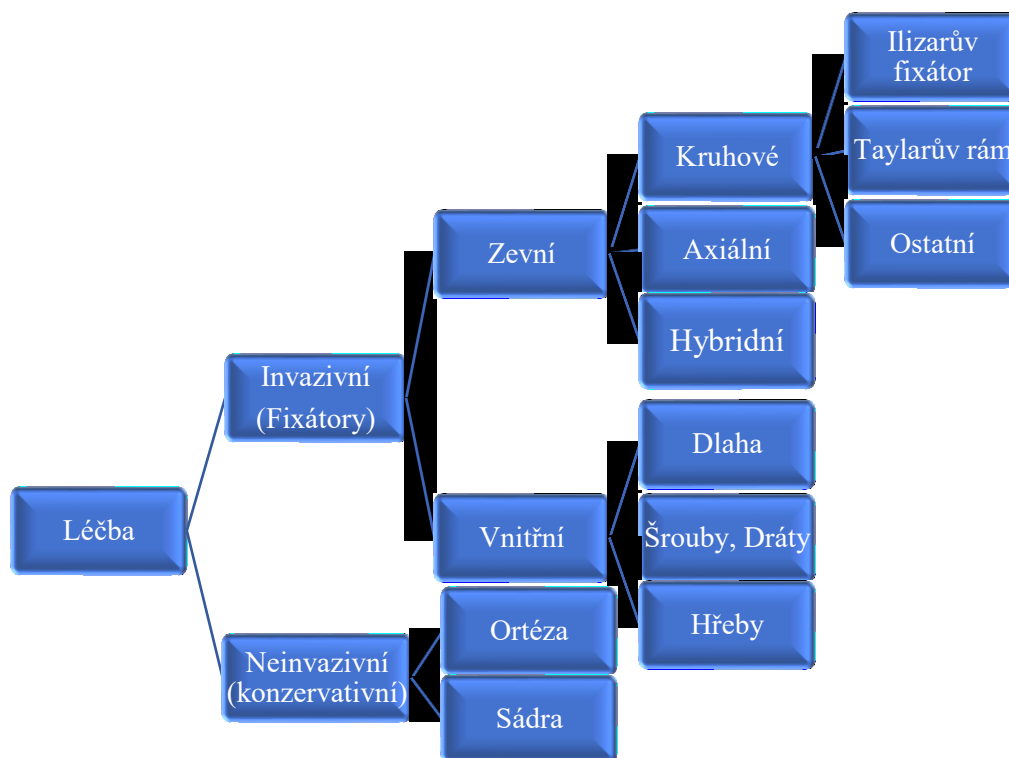
V současné době je užíván Hannoverský klasifikační systém, přehlednější a rozšířenější je Sandersova klasifikace, viz Obr. 7. 8, založená na CT nálezů. Ten rozdělil zlomeniny podle počtu fragmentů a jejich dislokace na zlomeniny nedislokované (I) a dvou (II) a více úlomkové (III, IV), kdy body A, B, C vede linie lomu. Dle tohoto systému lze určit jak prognózu, tak i částečně způsob léčby.



Obr. 7. 8 - Sandersova klasifikace zlomenin [33]

8 LÉČBA ZLOMENINY PATNÍ KOSTI

Léčba zlomenin všech kostí vyžadují pečlivé zacházení. Nešetrným zásahem bychom mohli poškodit okolní útvary, především cévy a nervy. Cílem léčby je zabránit pohybu v postižené oblasti a také zabránit rozvoji případného šoku. Možnosti léčby, viz Obr. 8. 1.



Obr. 8. 1 - Léčba zlomenin patní kosti (calcanea)

8.1 KONZERVATIVNÍ LÉČBA ZLOMENIN PATNÍ KOSTI

Konzervativní neboli neoperační léčba zlomenin je nejčastější terapií zlomenin a je nejméně riziková. Spočívá v podávání analgetik a dalších antiedematózních³ prostředků (chladících obkladů nebo gelů). Po ústupu otoku je končetina fixována v ortéze nebo v nechodící sádře, viz Obr. 8. 2, s vyraženou nožní klenbou. Po určité době (cca 4 týdny) je vyměněna za chodící sádku s podpatkem. Ta je přiložena po dobu 2 – 3 měsíců. Hlezenní kloub je po odebrání sádky příliš ztuhlý, proto je vhodnější přikládat snímatelnou ortézu místo sádky, pacient může ortézu snímat a cvičit dorzální a plantární flexi v kotníku. Sádrová fixace by se měla více používat u vazivového poranění hlezenního nebo Chopartova kloubu [30].

³ Antiedematózní – prostředky proti vzniku nadměrnému hromadění tekutiny v buňkách, tkáních a orgánech (otoku)



Obr. 8. 2 - Konzervativní léčba - nechodící sádra

8.2 OPERAČNÍ POSTUPY

Jejich cílem je anatomická repozice zlomenin patní kosti s obnovením jejího základního tvaru a poté fixace zlomených úlomků některým z typů osteosyntézy. Umožňuje dřívější rozcvičování končetiny než léčba konzervativní.

Většina dislokovaných zlomenin je indikována k operačnímu řešení, výjimku tvoří pacienti, kteří mají porušenou troficitu tkání dolních končetin (např. u diabetické nohy a u závažných poškození periferních nervů), biologicky staří pacienti a kontraindikací k operacím je vážný celkový stav pacienta [30].

Operační výkon se provádí ihned u otevřených zlomenin, u ostatních zlomenin se operace odkládá na dobu po odeznění otoku a hematomu měkkých tkání, což bývá obvykle za 4 – 10 dní. V této době se končetina ukládá do antiedematózní zvýšené polohy, chladí se místo zlomeniny a podávají se antiedematika a antiflogistika. Sádrová fixace se přikládá pouze v případě, je-li u pacienta předpokládáno nedodržování léčebného režimu. Jestliže otok a hematoma neodezní do 14 dní, volí se léčba zlomeniny polootevřenou metodou namísto repozice a syntézy otevřenou cestou, protože by mohlo dojít k infikování rány [29].

8.2.1 POLOOTEVŘENÝ (MINIMALLY – INVASIVE) POSTUP

Polootevřená cesta se využívá také u pacientů, u kterých byla mobilita snížena již před úrazem a tam kde je ohrožena vitalita kožního krytu. Operace polootevřenou cestou se provádí pod RTG kontrolou. S cílem elevovat úlomky a obnovit základní tvar kosti

je zaváděn Schanzův šroub přes hrbol patní kosti do hlavního úlomku. Schanzův šroub zde působí jako páčidlo. „Pokud se repozice tímto způsobem nedaří, lze reponovat z krátkého řezu dle Palmera (3 cm) pod RTG kontrolou“. Také podle MUDr. Jiřího Stehlíka lze provést nepřímou repozici tahem pomocí silného Kirschnerova drátu (viz Obr. 8. 3 a Obr. 8. 4), který se zavádí do hrbolu patní kosti. Nakonec se provádí transfixe čtyřmi až pěti K dráty a přikládá se ortéza nebo sádrová dlaha [30].



Obr. 8. 3 - vlevo Schanzovy šrouby, vpravo Kirschnerovy dráty [37]



Obr. 8. 4 - Fixace pomocí Kirschnerových drátů (RTG snímek) [35]

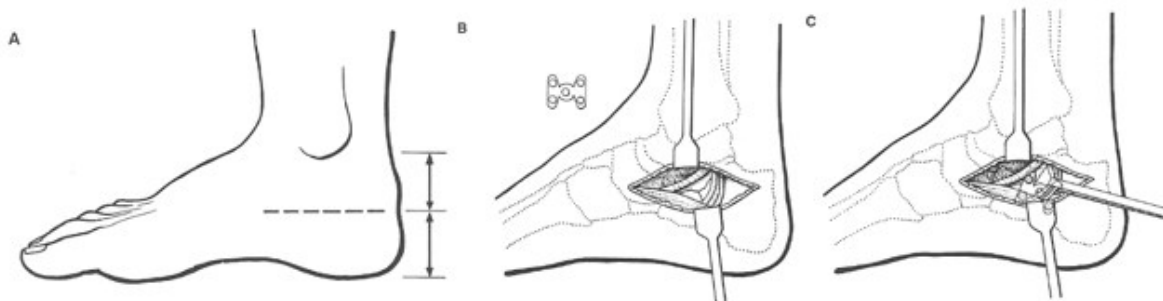
Otevřená repozice a vnitřní fixace (ORIF – open reduction and internal fixation) se, jak už bylo řečeno, provádí po odeznění otoku a hematomu měkkých tkání. Dle lokalizace a velikosti zlomeniny jsou voleny jednotlivé přístupy:



Obr. 8. 5 - Fixace pomocí šroubů (RTG snímek) [35]

8.2.2 MEDIÁLNÍ (MC REYNOLDSŮV) ŘEZ

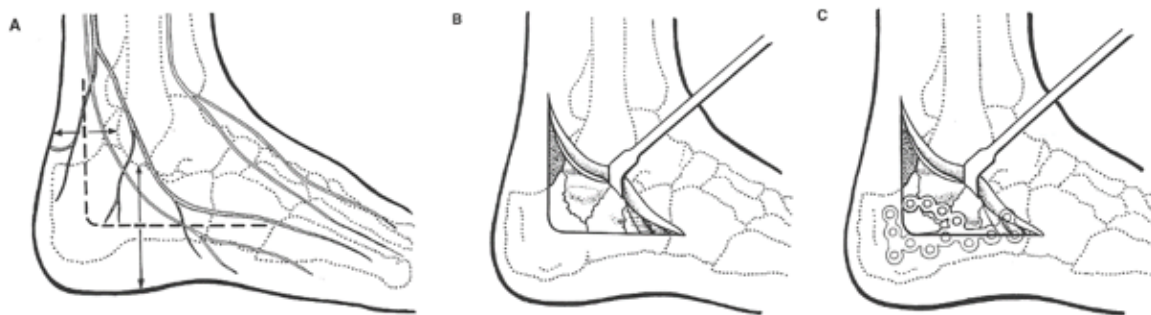
Mediální (Mc Reynoldsův), viz Obr. 8. 6, je indikován u dislokovaných zlomenin (Sanders IIC a IIIBC). Provádí se v poloze na zádech nebo na boku. Řez délky 8 cm je veden v polovině vzdálenosti mezi vnitřním kotníkem a okrajem nohy. Poté se odklopí kožní lalok nahoru a je zafixován Kirschnerovými dráty k okolnímu skeletu tak, aby nebyly zhmožděny měkké tkáně [3].



Obr. 8. 6 - Schéma mediálního operačního přístupu, A – umístění kožního řezu, B – preparace v hloubce, C – stav po repozici a umístění dlahy [24]

8.2.3 LATERÁLNÍ ŘEZ

Laterální řez, viz Obr. 8. 7 a Obr. 8. 8, se využívá u všech dislokovaných zlomenin patní kosti (Sanders II – IV). Provádí se v poloze na boku. Řez je veden za zevním kotníkem tak, aby byly šetřeny artérie a větve nervus suralis. „Poté se buď ostře nebo obloukovitým zahnutím pokračuje k hlavičce V. metatarzu [24].



Obr. 8. 7 - Schéma rozšířeného laterálního operačního přístupu, A – umístění kožního řezu, B – odklopení laloku měkkých tkání, C – stav po repozici a osteosyntéze speciální dlahou [24]



Obr. 8. 8 -Laterální řez (foto Pompach)

Pro vnitřní fixaci lze použít K dráty, šrouby nebo dlahy. U některých typů zlomenin patní kosti, při kterých vzniká destrukce spongiózní trámčiny, lze defekt vyplnit spongiózním štěpem, který je odebrán ze stejnostranné lopaty kosti kyčelní, viz Obr. 8. 9. Bez tohoto vyplnění může docházet k prodlouženému hojení a pooperační dislokaci úlomků. Spolu s kostními štěpy se také používají substituční materiály, které dočasně uvolňují Ca a P ionty, díky kterým se vytváří hydroxyapatit, který se váže na kostní tkáň. K peroperační kontrole se kromě RTG využívá také artroskopické vyšetření subtalárního kloubu, které slouží k lepší kontrole repozice a tím i k lepší prevenci poúrazové artrózy.



Obr. 8. 9 - Kostní štěp (Pooperační foto)

8.3 ZEVNÍ FIXACE

Stabilní fixace zlomenin pomocí implantátů transkutánně zavedených do kosti, ale spojených pomocí fixačního aparátu nebo kovové konstrukce zevně nad povrchem kůže, označujeme jako zevní fixaci.

Zevní fixátory poskytují dostatečnou stabilitu a je možná i eventuálně další jejich úprava. Přitom je použito minimální množství cizího materiálu, což zabraňuje dalšímu poškození cév a nervů. Tyto vlastnosti jsou velkou výhodou zevních fixátorů. Za nevýhody zevních fixátorů jsou označovány: selhání fixátoru, kdy dojde k uvolnění hřebů, následkem uvolnění vzniká v okolí hřebů často infekce. Mezi další nevýhody se řadí masivní konstrukce fixátoru, kterou často nemocní špatně tolerují a dále ještě omezení pohybu v přemostěných kloubech. Jako jedna z nevýhod je označována i vysoká pořizovací cena [30].

Podle druhu použité fixační části se zevní fixátory dělí na dva hlavní typy: 1. zevní fixátor využívající k fixaci kousků fraktury Steinmanovy hřeby či Schanzovy šrouby, 2. zevní fixátor fixující části zlomeniny pomocí Kirschnerových drátů. Jako třetí typ je uváděna kombinace dvou hlavních způsobů fixace označována jako hybridní fixace.

U fixace pomocí Schanzových šroubů či Steinmanových hřebů je možné rozlišit způsob fixace na: 1. unilaterální fixace, kdy šrouby jsou zavedeny v jedné rovině, 2. rámová fixace – šrouby/hřeby jsou aplikovány ve dvou rovinách. Do každého úlomku je zaveden jeden hřeb

určený k zevní fixaci a ten je spojen tyčí s dalším hřebem, vznikne tak jednoduchý rám, který je možné dále rozšířit zavedením dalších hřebů.

U fixace pomocí Kirschnerových drátů se nejčastěji používá kruhová fixace, viz Obr. 8. 10, která byla zhotovena Ilizarevem. Do kosti zavedené Kirschnerovy dráty jsou pevně propojeny na kruhové vodící tyči. Tento způsob fixace zaručuje vícerovinné ustálení zlomeniny. V České republice se používá fixátor kruhového typu MCD zkonstruovaný v Ostravě aj. podle předlohy Ilizarovova fixátoru a unilaterálního fixátoru, vycházejícího z principu dynamické osteosyntézy. Hybridní zevní fixace je kombinací fixace pomocí hřebů či šroubů a Kirschnerových drátů. Kirschnerovy dráty, které se zavádí zkříženě a jsou napnuty na napínák ve tvaru otevřeného kruhu, jež zajišťuje potřebnou pevnost a stabilitu. Do úlomků jsou dále zavedeny hřeby/šrouby připojené na tyč, která je fixována k napínáku. Pomocí hybridní zevní fixace je možné provádět manuální repozici úlomků pomocí dotahování šroubů na jezdcích. V průběhu naložení hybridního zevního fixátoru je důležité kontrolovat správné dotažení matic [30].



Obr. 8. 10 - Zevní fixátor [38]

8.4 VNITŘNÍ FIXACE

Mezi vnitřní metody fixace patří metoda upevnění dlahy šrouby přímo na kost. Tato metoda se používá při zlomeninách těla kosti. Velmi často dochází ke zlomeninám v krčku. V těchto případech se využívá dalších vnitřních metod, charakterizovaných vtlučením

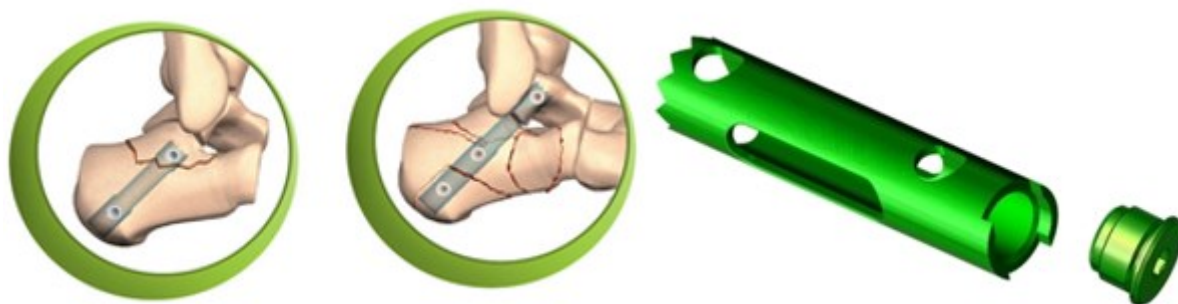
hřebu do dřevěné dutiny kosti. Mezi přední výrobce zevních i vnitřních fixátorů pro patní kosti patří např. německý Normed, který se specializuje na léčbu malých kostí, švýcarský Medartis, GPC Medical Ltd., a jiné, jako český výrobce může být zařazena firma Medin a.s.

Systém úhlově stabilních dlah, viz Obr. 8. 11, vychází z principu vnitřního fixátoru. Pomocí pevného spojení šroub-dlaha je dosaženo úhlově stabilního spojení dlahového systému s kostí. Tím je přenesena část zatížení dlahového systému ze spojení šroub-kost na spojení šroub-dlaha. Díky tomu je možné systém úspěšně použít i v méně kvalitní a osteoporotické kosti. Při použití úhlově stabilní dlaha s uzamykatelnými šrouby, dlaha a šrouby dohromady vytvoří pevný systém. Dlaha nemusí být ke kosti přitisknuta, proto nedochází k oslabení krevního zásobení kosti. Uzamykatelné šrouby mohou být zaváděny monokortikálně, aniž by byla oslabena pevnost sestavy nebo fixace zlomeniny, protože šrouby jsou pevně ukotveny v dlaze.

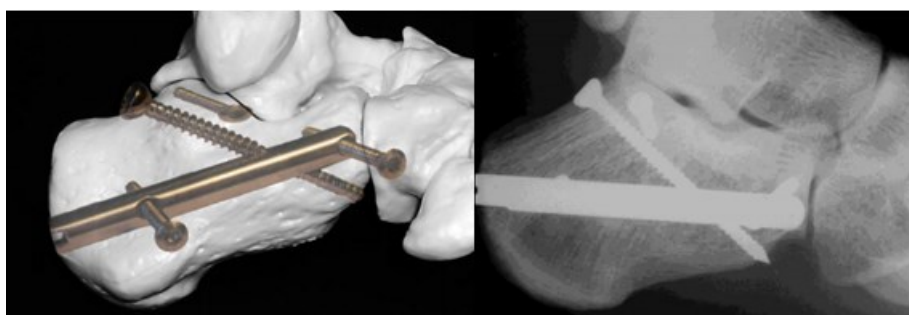


Obr. 8. 11 - Vnitřní fixátor – dlaha [39]

V dnešní době se výzkum soustředí na metody méně invazivních technik při operaci. Principem je stabilizace fragmentů rozlomené patní kosti hřebem ve spojení se zajišťovacími šrouby, se kterými vytváří úhlově stabilní fixaci. Ve světě jsou dosud známy hřeby od české firmy Medin a.s. (C-NAIL) [40], viz Obr. 8. 14, francouzské firmy FH orthopedics (Calcanail) [41], viz Obr. 8. 12, či patní hřeb použit A. Radomskii a P. Ryabakonem (Ukrajina), viz Obr. 8. 13, [42].



Obr. 8. 12 - Patní hřeb společnosti FH Orthopedics – Calcanail [41]



Obr. 8. 13 - Patní hřeb, vizualizace + RTG snímek [42]



Obr. 8. 14 - patní hřeb C-NAIL [40]

Česká firma Medin a.s. vyrobila patní hřeb pro úhlovou stabilizaci. C-NAIL je kalkaneální intramedulární hřeb používaný pro miniinvazivní fixaci intraartikulárních a extraartikulárních zlomenin patní kosti. Principem je stabilizace fragmentů rozlomené patní kosti hřebem ve spojení se sedmi zajišťovacími šrouby, se kterými vytváří úhlově stabilní fixaci. Maximální stability je dosaženo fixací sustentakulárního fragmentu přes hřeb dvěma zajišťovacími šrouby, které jsou naváděny pomocí cíliče. Mezi zásadní výhody použití C-NAIL

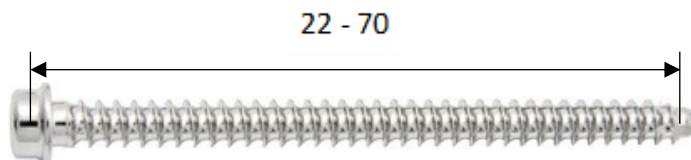
je jeho miniinvazivita. Pro repozici fragmentů stačí malý laterální přístup od apexu zevního kotníku směrem k bázi V. metatarzu cca 3cm, dále pouze několik miniincizí k zavedení vlastního hřebu a jednotlivých šroubů. Tato miniinvazivita snižuje výrazně riziko rozvoje infekce. Další zásadní výhodou je stabilita implantátu a tím pevná fixace fragment.

C-NAIL je tvořen z hřebu, kosterních šroubů a zátky. Hřeb (Obr. 8. 15) je konstruován zvlášť pro levou stranu (označení „L“) a pro pravou stranu (označení „R“). Průměr hřebu je 8 mm a délka 65 mm. Hřeb je opatřen sedmi otvory navrženými tak, aby směr šroubů odpovídal anatomii patní kosti a umožňoval tak správnou fixaci jednotlivých fragmentů [40].



Obr. 8. 15 - Hřeb [40]

Šrouby se zesíleným jádrem jsou opatřeny plochou hlavou a sníženým profilem závitů. Dodávány jsou v délkách 22-70 mm, viz Obr. 8. 16.



Obr. 8. 16 - Fixační šroub [40]

Hřeb může být uzavřen a prodloužen zátkou o velikosti: 0 mm; 5 mm; 10 mm; 15 mm; 20 mm, viz Obr. 8. 17.



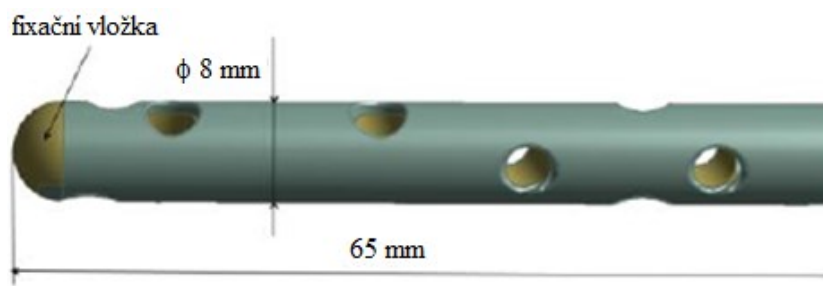
Obr. 8. 17 - Zátka [40]

K zavádění je určeno instrumentarium s cíličem vybaveným odlehčenou konstrukcí a RTG průsvitnými rameny, viz Obr. 8. 18.

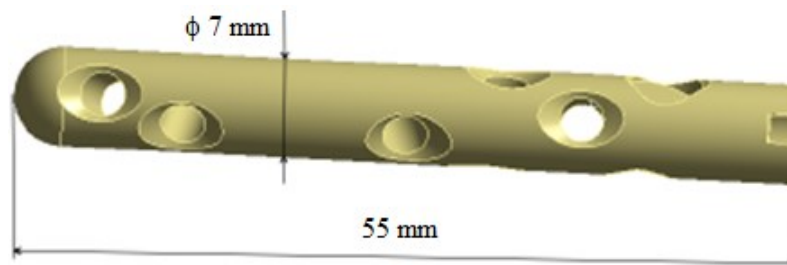


Obr. 8. 18 - Set pro operaci [40]

Novinkou ve firmě MEDIN a.s. jsou patní hřebí se změněnou geometrií. Jsou to patní hřebí C-NAIL s fixační vložkou, viz Obr. 8. 19, která zvyšuje úhlovou stabilitu soustavy kost – hřeb, dále patní hřebí se zkrácenou délkou těla 55 mm a změněnými průměry 7 a 6 mm, viz Obr. 8. 20, které by mohly být použity pro pacienty se sníženou délkou těla patní kosti, např. ženy, tato možnost vývoje byla navržena autorem této práce, již v jeho diplomové práci.



Obr. 8. 19 - Model patního hřebu C-NAIL s fixační vložkou



Obr. 8. 20 - Mini C-NAIL

8.5 ZHODNOCENÍ FIXACÍ

Výhodou zevní fixace je minimální poškození měkkých tkání a skeletu končetiny, snaží se minimalizovat přerušení krevního oběhu, lze ji aplikovat u uzavřených i otevřených zlomenin. Odstraňování implantátů je snadné i šetrné ke tkáním. Velkou výhodou je možnost přechodného řešení.

Nevýhodou zevních fixátorů mohou být infekční komplikace, které vznikají v okolí Kirschnerových drátů, Schanzových šroubů a Steimannových hřebů. Další nevýhodou může být diskomfort pacienta, který mu způsobuje fixační rám nebo prstence zevního fixátoru.

Určení způsobu léčby	
<i>Vnitřní fixace</i>	<i>Zevní fixace</i>
Otevřené zlomeniny	Otevřené zlomeniny
Uzavřené zlomeniny	Léčba paklobů
Zlomeniny s interpozicí měkkých tkání	Léčba kostních infekcí
Zlomeniny mnohočetné	
Zlomeniny s poškozením cév a nervů	

Tab. 8. 1 - Možnosti léčby pomocí fixátorů

8.6 REHABILITACE PO ZLOMENINĚ CALCANEA

Fyzioterapie po každé operaci se rozděluje na fázi hospitalizační a posthospitalizační.

Hospitalizační fáze zahrnuje cvičení na JIP a následně na lůžkové části nemocnice, pasivní fáze zahrnuje rehabilitaci po odchodu z nemocnice.

V případě, že je pacient umístěn po operaci na ARO nebo JIP, je důležité zahrnout cévní a dechovou gymnastiku jako prevenci tromboembolických komplikací, kloubní ztuhlosti a jako prevence respiračních komplikací. Je důležité pacienta brzy vertikalizovat alespoň do sedu, případně do stoje a naučit pacienta chodit s podpažními berlemi po rovině a po schodech. Podpažní berle se volí kvůli nulovému zatížení operované končetiny. Při chůzi je nutné dodržovat švihovou i stojnou fázi kroku – pacient dolní končetinu jen položí na podlahu, ale nezatíží ji. Zatížení končetiny udává operující lékař.

Na lůžkové části cvičí pacient zejména na posteli. Začíná se s měkkými technikami operované dolní končetiny, uvolňování jizev, dále se aktivují svaly obou dolních končetin, břišního svalstva, dolních fixátorů lopatek a horních končetin (chůze o berlích).

V posthospitalizační fázi pacient může ve většině případů operovanou končetinu začít postupně zatěžovat. Při 25% zátěži se ve většině případů chodí s francouzskými berlemi ze začátku třídobou chůzí, při větším zatížení střídavou chůzí.

Po zahojení jizev se může začít cvičit v bazénu, kde pacient může chodit bez opory, chůze i cvičení je zde méně bolestivé. Při rehabilitaci lze využít měkké techniky a mobilizace akra operované dolní končetiny, protahování svalstva dolní končetiny, zejména plantárních a dorsálních flexorů.

Dále lze využít jízdu na rotopedu, cvičení na balančních plochách (čočka, bossu, atd.), cvičení na Imoovu, cvičení SM systému či cvičení v Redcordu, viz Obr. 8. 21.



Obr. 8. 21 Rehabilitační pomůcky (balanční plocha, Redcord)

Chůze se může nacvičovat na chodícím pásu nebo woodway, viz Obr. 8. 22. Na woodway se může využívat tzv. koloběžka, při které pacient nacvičuje zvlášť švihovou a stojnou fázi kroku.



Obr. 8. 22 Rehabilitační pomůcka – Woodway

Může se cvičit také ve stoji, kde se začíná s podřepy v ose, při 75% zatížení se při podřepu může přenášet váha na operovanou končetinu a při povolené 100% zátěži se postupně přechází na stoj na 1 dolní končetině, včetně podřepů a na nácvik stoje na špičkách i na patách.

9 DISTRAKTOR

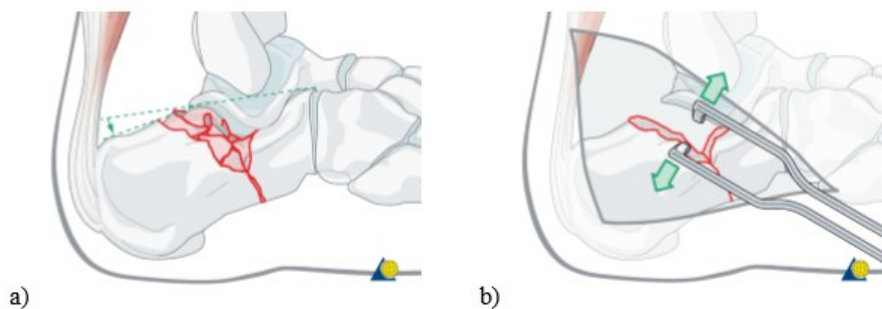
Obecně známá metoda v kostní chirurgii, která má za cíl provést změnu délky, šířky nebo výšky kosti, či změnu polohy úlomků při repozici osteosyntézy se nazývá distrakce. Nástrojem této repozice je nazýván distraktor. Obvykle se distrakce provádí rozříznutím (jen u prodlužování kostí) kosti ve směru kolmém na směr působení distrakce. Jedna část kosti se upevní nejčastěji prostřednictvím osteosyntetického materiálu (dlahy různého tvaru a šrouby) na pevnou část distraktoru a druhá část kosti na dlahu spojenou s pohyblivým elementem distraktoru. Mechanickým roztahováním distraktoru, který je aktivován otáčením hlavy distrakčního šroubu, lze jednotlivé části kosti od sebe oddalovat. Postupným oddalováním kostí od sebe se docílí dorůstání „mezery“ nově vytvořenou kostní hmotou a tím lze dosáhnout její prodloužení, rozšíření nebo zvednutí [43].

Pro lepší dostupnost (u komplikovaných zlomenin) k rozdrceným fragmentům kosti musí být proveden řez. (Obr. 9. 1)



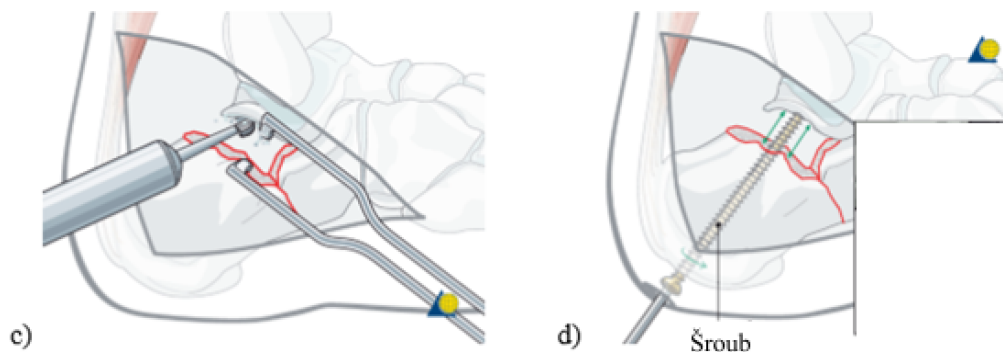
Obr. 9. 1 -Znázornění linie řezu [44]

Aby se operatér mohl dostat k rozdrceným fragmentům (viz Obr. 9. 2), musí použít distraktor k roztažení. (viz Obr. 9. 3)



Obr. 9. 2 - Operační postup: a) znázornění fragmentů patní kosti b) použití distraktoru k roztažení nepoškozené části patní kosti od hlezenní kosti, c) očištění kloubní plochy, d) ukázka zavedení šroubu do patní kosti [44]

Všechny kloubní chrupavky ze spodního talu by měly být očištěny. Po očištění plochy (viz Obr. 9. 3) je možno zavést spongiózní šroub. (viz Obr. 9. 3) Při zavádění šroubu dochází k žádoucímu oddálení patní kosti směrem od talu.



Obr. 9. 3 - Zavedení spongiózního šroubu [44]

10 MATERIÁLOVÉ VLASTNOSTI OSTEOSYNTETICKÝCH IMPLANTÁTŮ

Pro dnešní dlahy a hřebý se používají nejčastěji 2 typy materiálů, které jsou kompatibilní s lidskou tkání (titanová slitina Ti6Al4V a chirurgická korozi-vzdorná ocel AISI 316L). Pro analýzu patních hřebů je vybrána slitina titanu. Materiálový model použitý pro vlastní analýzy, je homogenní izotropní lineárně pružný. Materiálové konstanty byly stanoveny na základě tahové zkoušky. Pro každý materiál byly použity 3 vzorky poskytnutých firmou Medin, a. s., viz [45]. Pro korozi-vzdornou ocel a titanovou slitinu jsou tyto parametry uvedeny v Tab. 10. 1 a Tab. 10. 2. Na Obr. 10. a Obr. 10. 2 je zobrazen průběh deformace metodou DIC⁴ při tahové zkoušce vzorku z korozi-vzdorné oceli. Poissonovo číslo, které udává poměr mezi podélným a příčným prodloužením je pro korozi-vzdornou ocel $\mu_{\text{ocel}} = 0,3$ [46]. Pro titanovou slitinu je tato hodnota vyšší $\mu_{\text{titan}} = 0,342$ [47].

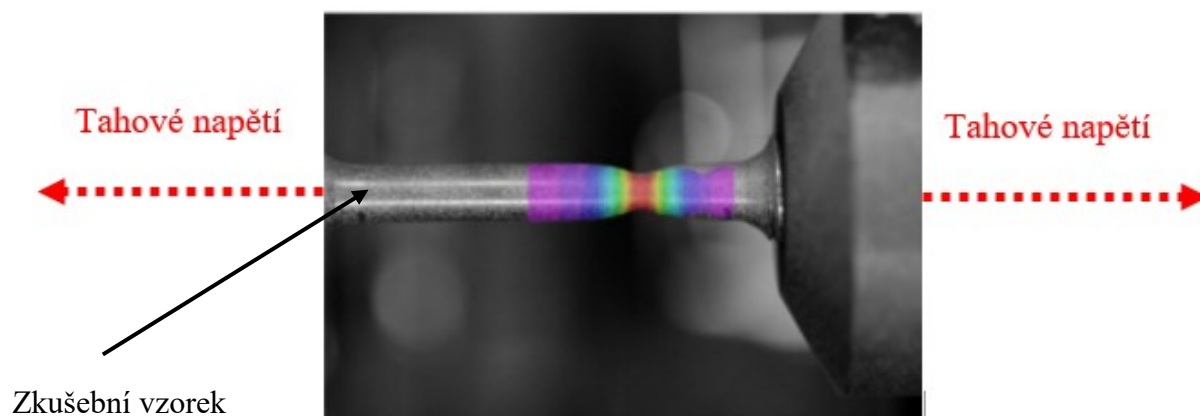
Vzorek	Modul pružnosti E /MPa/	Mez kluzu Re /MPa/	Mez pevnosti Rm /MPa/
Vzorek 1	212 000	904	979
Vzorek 2	209 000	887	972
Vzorek 3	208 000	885	980
Průměrná hodnota	209 666	892	977

Tab. 10. 1 -Výsledky stanovené z tahové zkoušky pro korozi-vzdornou ocel AISI 316L [45]

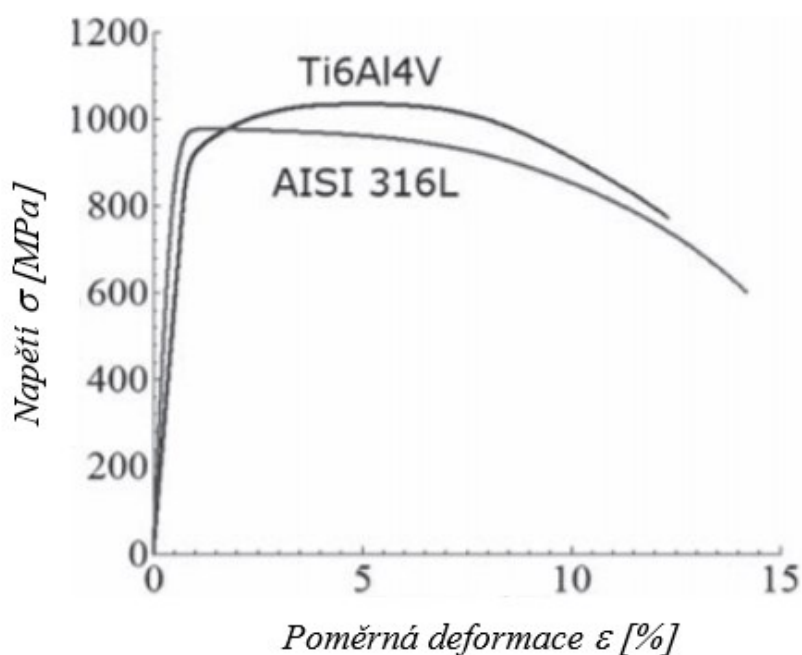
⁴ DIC (Digital Image Correlation) - optická metoda, která slouží k měření prostorových poměrných deformací a posunutí, k čemu využívá techniku digitální registrace obrazu

Vzorek	Modul pružnosti E /MPa/	Mez kluzu Re /MPa/	Mez pevnosti Rm /MPa/
Vzorek 1	106 000	921	1031
Vzorek 2	106 000	920	1037
Vzorek 3	105 000	915	1034
Průměrná hodnota	105 666	919	1034

Tab. 10. 2 - Výsledky stanovené z tahové zkoušky pro titanovou slitinu Ti6Al4V [45]



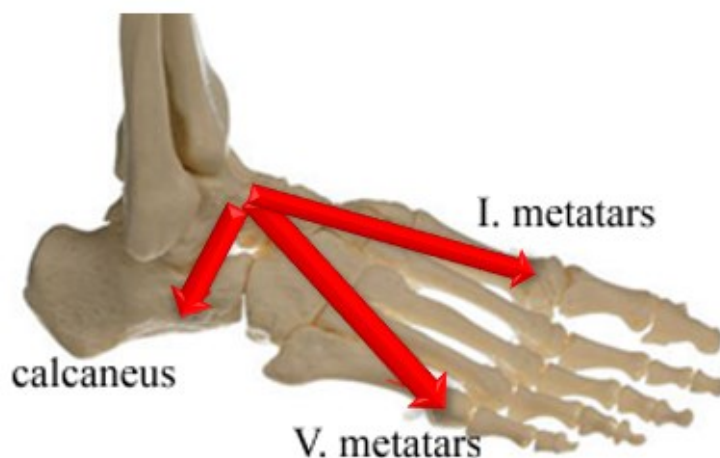
Obr. 10. 1 - Tahová zkouška – pole deformace získané metodou DIC [45]



Obr. 10. 2 - Smluvní diagram tahové zkoušky pro titanovou slitinu a korozivzdornou ocel [45].

11 ZATÍŽENÍ NOHY (CHODIDLA)

Při statické i dynamické zátěži je chodidlo rozšířeno a oploštěno. Při styku s podložím dochází ke snížení calcanea, posunu talu směrem dolů a dozadu, člunková kost klouže po talu nahoru a sama při tom klesá. Důležitá je při stoji opěrná báze, která má tvar lichoběžníku s kratší zadní stranou, která tvoří spojnici pat. Zátěž opěrné báze při vyrovnaném stoji by neměla být vyšší než 10% celkové hmotnosti člověka. Podle Kapandjiho [48], 2/6 zátěže přebírá hlavička I. Metatarsu (palcová strana), 1/6 hlavička V. metatarsu (malíková strana) a 3/6 calcaneus, naproti tomu dle [49], 2/5 zátěže přebírá přednoží a 3/5 calcaneus.



Obr. 11. 1 - Opěrná báze při stoji (na nohu působí cca 1/2 hmotnosti)

Hmotnost těla je přenášena přes hlezenní kloub na talus a dále se rozděluje do třech směrů a vznikají tak 3 body opory, viz Obr. 11. 1. První oporou je pata, u které je důležité, aby byla celá zatížená a tak i stabilní. Dále se opora přenáší do I. (palcového) metatarsu a V. (malíkového) metatarsu.

Při poruše funkce nohy dochází k přetěžování vazů, a tím zmenšení stability a větší aktivitě svalů. Tím, že se svaly více aktivují, dochází k jejich přetěžování na jedné straně a omezení funkce na druhé straně. Tím dochází ke změnám ve vyšších etážích hybného systému a tím i ke změně stereotypu chůze, a tak největší tíhu zatížení přebírá pata – asi polovinu hmotnosti těla.

Při běhu střední rychlostí dochází k dvoj- až trojnásobnému zatížení nohy než při chůzi. Při běhu je prvním kontaktem s podložím vnější strana paty. Dále dochází ke zhoupnutí chodidla mírně směrem dovnitř a vpřed. Zapojuje se kotník, a odraz se dokončuje přes palcovou část přednoží.

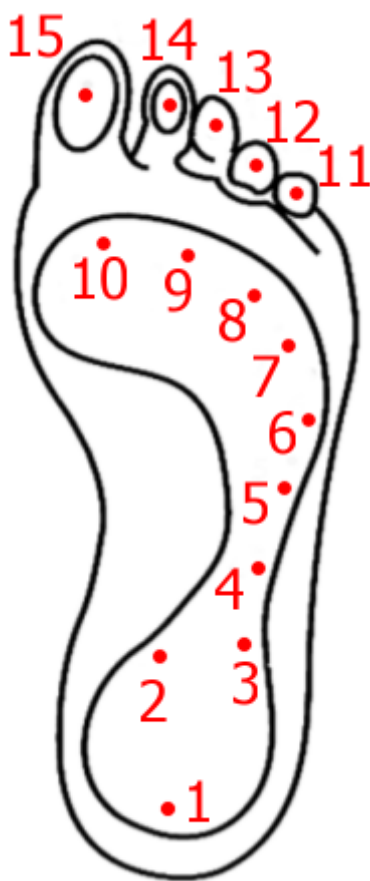
Rozdíl nastává, jestliže běžící člověk má valgózní postavení dolních končetin (do „X“) a i s podélně plochýma nohama. Běžec tak došlapuje více na vnitřní stranu chodidla (větší pronace nohy) a dochází k přetížení klenby nožní, Achillovy šlachy a kolen.

Jestliže má běžící člověk varózní postavení dolních končetin (nohy do „O“) nebo nohy se zvýšenou klenbou nožní, došlapuje více na vnější stranu chodidla (větší supinace) a tím dochází k velkému zatížení hlezenních kloubů.

12 MĚŘENÍ ZÁTĚŽE NA NOZE

Pro zjištění míry zátěže vznikající na noze je potřeba měřící zařízení s tlakovým senzorem. Tyto senzory, v závislosti na své fyzikální podstatě mohou být kapacitní, odporové, piezoelektrické či piezoresistivní. Při výběru těchto senzorů se musí brát ohled na závislost vstupní veličiny na veličině výsledné, citlivosti senzoru, vlivu okolního prostředí, jednoduchost obsluhy a v neposlední řadě na pořizovací ceně a nákladech na provoz.

Umístění a rozměry senzoru jsou velmi důležité pro správné měření tlaku. Velikost a umístění senzoru je volena tak, aby nedošlo ke zkreslení hodnot. Plantární plochu lidské nohy je možné rozdělit do 15 oblastí, jako je pata (1–3), střed chodidla (4–5), nárt (6–10) a oblast prstů (11–15), viz Obr. 12. 1. Tyto oblasti jsou nejvíce zatěžovány při chůzi a slouží také jako body pro stabilitu těla. Z tohoto důvodu je v ideálním případě nutno použití 15 senzorů pro pokrytí většiny změn tělesné hmotnosti.



Obr. 12. 1 - Anatomické oblasti na plantární ploše nohy

Pro zjištění dynamických účinků vzniklých při zátěži na nohu, bylo využito monitorovací zařízení pedoped (Obr. 12. 2), které dokáže přesně měřit detekovanou sílu (statické i dynamické účinky) na ploše chodidla uvnitř boty. Princip je založen na zcela novém patentu, který se skládá z velkého lineárního snímače, který dokáže přesně měřit detekovanou sílu mezi plochou nohy a botou.

Měřicím zařízením je vložka, která obsahuje jeden kapacitní senzor, ten pokrývá celou plochu stélky. Měření tlaku probíhá s frekvencí 100 snímků za sekundu (fps). Vložka zachycuje pouze tlak, který působí svisle do oblasti senzoru, žádná smyková síla, která je nežádoucí a zkreslovala by data, zde nepůsobí, proto je nepřesnost měření zhruba kolem 10 %. Signál je z obou vložek přenášén synchronně do připojeného zařízení iDevice. Technické parametry vložky pedoped jsou uvedeny v Tab. 12. 1.



Obr. 12. 2 - Měřicí vložka pedoped [50]

Dostupné velikosti	Všechny velikosti
Počet senzorů	1 kapacitní senzor (celá plantární plocha)
Frekvence	100 Hz
Komunikace	Bluetooth
Zařízení	Iphone, ipad, ipod
Napájení	3 V (2 x CR2016)

Tab. 12. 1 - Technické parametry vložky pedoped

12.1 HARDWAROVÁ ČÁST VLOŽEK PEDOPED®

Vložky (viz Obr. 12. 3) se skládají ze sensorové části. Kapacitní senzor pokrývá celou vložku. Elektronická část je napájena dvěma bateriemi CR 2016.



Obr. 12. 3 - Vložka do bot - pedoped

12.2 SOFTWAREOVÁ ČÁST APLIKACE PEDOPED®

Aplikace, která komunikuje s vložkou pedoped, funguje pouze na platformě iOS, tzn. na mobilních telefonech iPhone, tabletech iPad či iPodu, viz Obr. 12. 4. Tuto aplikaci lze bezplatně stáhnout z „App Storu“, pomocí aplikace se měřená data v reálném čase odesílají do mobilního telefonu pomocí bezdrátové technologie Bluetooth.



Obr. 12. 4 - Měřicí soustava

12.3 PÁROVÁNÍ VLOŽEK SE SMARTPHONEM

Vložky mají své označení, které se zobrazí v aplikaci po označení volby „Scan“, toto označení je rovněž na samotné vložce a to na modré krabičce s čipem a bateriemi. Po skenování se zobrazí vložky, které jsou v dosahu, viz Obr. 12. 5. Červená barva signalizuje, že jsou vložky připraveny ke spárování. Připojením se barva změní na zelenou – to značí, že jsou vložky aktivní a připraveny pro měření.



Obr. 12. 5 - Zobrazení aktivních vložek v aplikaci [51]

12.4 KALIBRACE LEVÉ A PRAVÉ NOHY

Kalibrace, viz Obr. 12. 6, se využívá při pravidelném (každodenním) měření. Je nutné kalibrovat každou nohu zvlášť. Při kalibraci je nutné zadat tělesnou tíhovou sílu /N/ a poté postupovat dle aplikace

1. Odlehčit nohu (zvednutí do vzduchu), kliknutí na tlačítko ZERO
2. Zatížení nohy, kliknutí na tlačítko LOADED
3. Opětovné odlehčení nohy, tlačítko DONE



Obr. 12. 6 - Okno s informacemi a možnostmi bližšího nastavení jednotlivých vložek [51]

Kalibrace je také nutné provádět při výměně obuvi, či resetování vložek. V manuálu k měření se doporučuje umístit vložky do obuvi minimálně 3 minuty před započtením kalibrace. Dále se uvádí, že po cca 15 minutách vlastního měření by měla následovat nová kalibrace a to pro zajištění přesných výsledků.

12.5 ANALÝZA DAT A TESTOVÁNÍ

Pro samotnou analýzu dynamických koeficientů při různých pohybech (stoj na noze, skok, chůze), bylo použito 5 vzorků, kteří svým věkem, váhou a zdravotním stavem respektují běžné pacienty.

Před samotným započtením testování, byl každý jedinec zvážen na standartní digitální váze, následně byla jeho hmotnost vynásobena gravitačním zrychlením $g = 9,807 \text{ m/s}^2$. Celkovou spočtenou sílu bylo nutné dopsat do měřicí aplikace pedoped, tento krok je nezbytný k přesné kalibraci měřícího zařízení.

$$m = 80 \text{ kg}$$

$$G = m \cdot g = 80 \cdot 9,807 = 784 \text{ N} \quad (1)$$

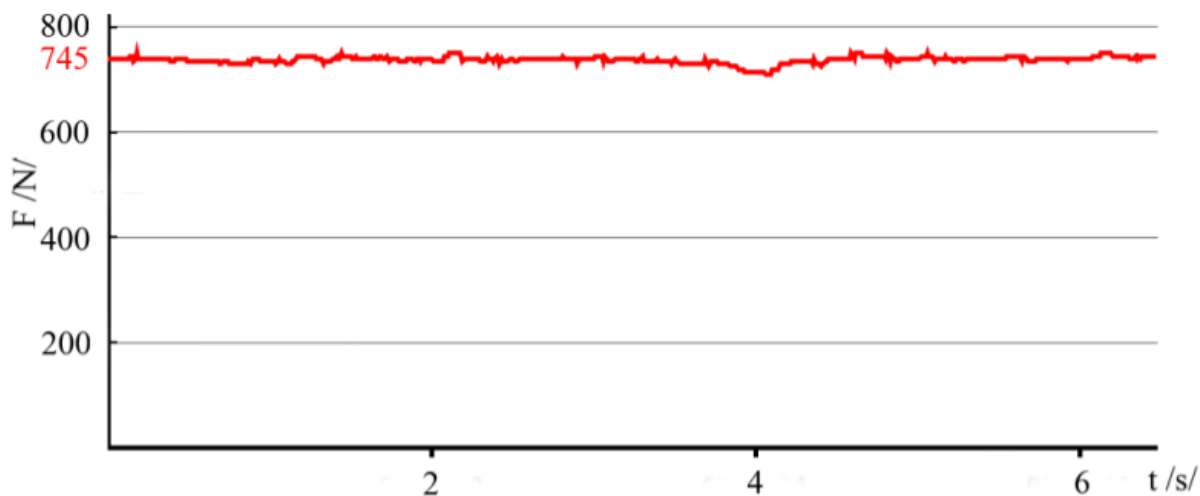
12.6 TEST – STOJ NA JEDNÉ NOZE

Test začínal ve stoji na obou nohách, Na pokyn se váha přenesla na pravou nohu po dobu 8 vteřin. Výsledky tohoto měření jsou k nahlédnutí, viz Tab. 12. 2.

	Hmotnost /kg/	Tíhová síla /N/	Síla F_{stoj} /N/	K_{dynstoj}
Muž /28/	80	784	840	1,07
Žena /27/ operovaná noha	63	617	620	1,004
Žena /56/	80	755	852	1,12
Muž /63/ 3x operována noha	115	1127	1143	1,014
Žena /30/	68	667	745	1,11
Aritmetický průměr	81,2	790	840	1,06

Tab. 12. 2 - Výsledky měření stoje na jedné noze

U tohoto měření bylo důležité zachovat rovnováhu ve stoji, při drobné ztrátě stability se průběh zátěže skokově měnil. Průběh měření je znázorněn na Obr. 12. 7.



Obr. 12. 7 - Příklad měření – stoj na noze vzorek č. 5

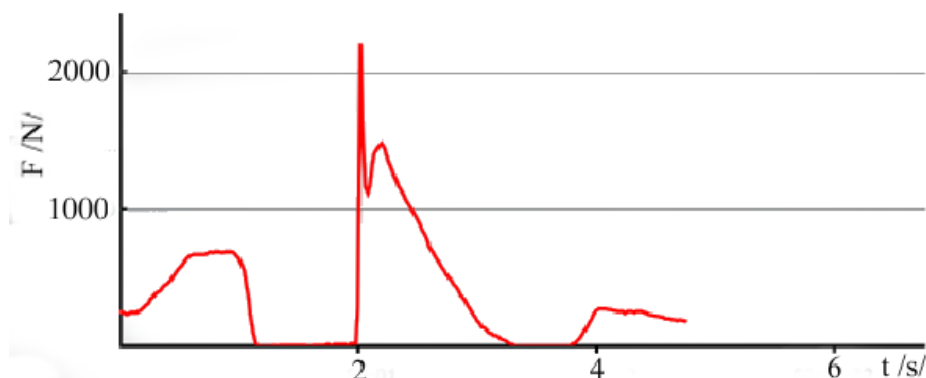
12.7 TEST –SKOK NA NOZE (SIMULACE DOPADU)

Měření začínalo ve stoji na obou nohách, následně byl proveden skok do výšky cca 20 cm a měřila se síla při dopadu jedince. Výsledky tohoto měření jsou k nahlédnutí, viz Tab. 12. 3.

;	Hmotnost /kg/	Tíhová síla /N/	Síla F_{skok} /N/	K_{dynskok}
Muž /28/	80	784	2057	2,623
Žena /27/ operovaná noha	63	617	1502	2,434
Žena /56/	80	755	1998	2,646
Muž /63/ 3x operována noha	115	1127	2447	2,252
Žena /30/	68	667	1647	2,469
Aritmetický průměr	81,2	790	1930,2	2,48

Tab. 12. 3 - Výsledky měření - skok na noze

Výsledné dynamické koeficity K_{dynskok} se pohybují v rozmezí od 2,2 – 2,7, vznik takového rozmezí je způsoben rozdíly v odrazu od stojné nohy a také špatně kontrolované výšce skoku. Příklad měření je znázorněn na Obr. 12. 8.



Obr. 12. 8 - Příklad měření – skok na noze, vzorek č. 1

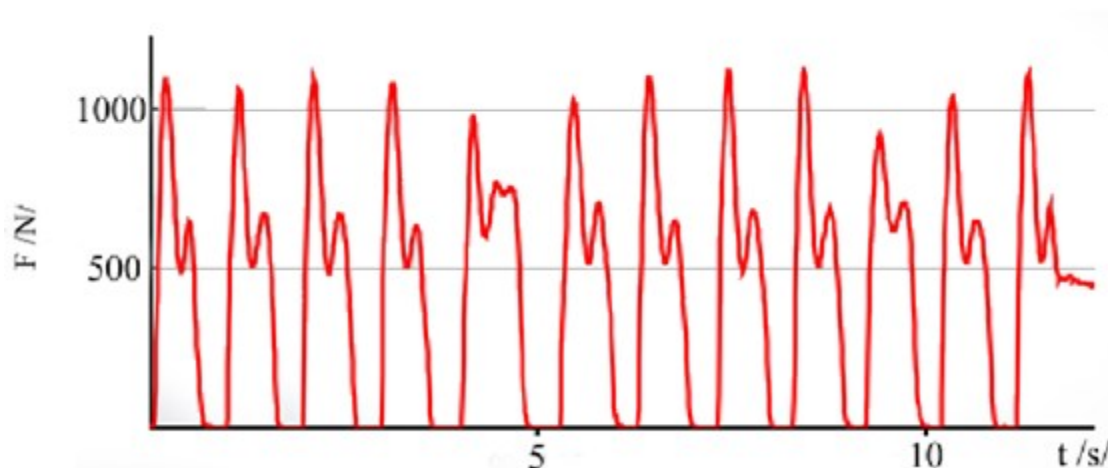
12.8 TEST – CHŮZE

Měření začínalo v sedě (to se však neměřilo), na pokyn se pacient zvedl, ušel běžnou chůzí přímým směrem 3m, otočil se o 180° a došel zpět k výchozímu bodu. Výsledky tohoto měření jsou k nahlédnutí, viz Tab. 12. 4.

	Hmotnost /kg/	Tíhová síla /N/	Síla $F_{chůze}$ /N/	$K_{dychůze}$
Muž /28/	80	784	1141	1,455
Žena /27/ operovaná noha	63	617	876	1,419
Žena /56/	80	755	1085	1,439
Muž /63/ 3x operována noha	115	1127	1774	1,573
Žena /30/	68	667	992	1,487
Aritmetický průměr	81,2	790	1173,6	1,47

Tab. 12. 4 - Výsledky měření – chůze

Záznam průběhu tohoto měření je k dispozici na Obr. 12. 9.



Obr. 12. 9 Příklad měření – chůze,- vzorek č. 3

Změřené výsledné dynamické koeficienty budou zohledněny v následných pevnostních výpočtech implantátů (C-NAIL, dlaha) v interakci s patní kostí.

13 ZOBRAZOVACÍ METODY

Zobrazovací metody jsou důležitou součástí diagnózy a také léčby pacientů. V medicíně poskytují informace o fyziologii, anatomie a metabolismu. V dnešní době se nejčastěji používají metody na bázi RTG, USG (2D zobrazovací metody) a CT, či MRI (3D zobrazovací metody). Vývoj a zdokonalování lékařských zobrazovacích metod je interdisciplinární disciplína, v které je řešitelský tým nucen úzce spolupracovat s lékaři, fyziky, chemiky a IT specialisty.

Objevem rentgenového záření (1895) počala éra zobrazovacích metod. Tento objev Wilhelma Conrada Röntgena vedl ke vzniku RTG zobrazování. K rozšíření zobrazovacích metod došlo v druhé polovině 20. století a to díky pokročilému vývoji elektroniky a výpočetní techniky, např. MRI (magnetická rezonance), CT (rentgenová počítačová tomografie), PET (pozitronová emisní tomografie), USG (ultrazvuková sonografie).

Použitím moderních zobrazovacích metod se získá 3D obraz, v kterém lze zvýraznit důležité anatomické parametry, které je možno dále analyzovat, či upravovat. Tím se mohou získat podrobnější údaje důležité pro diagnózu, návrh, či vyhodnocení možné léčby.

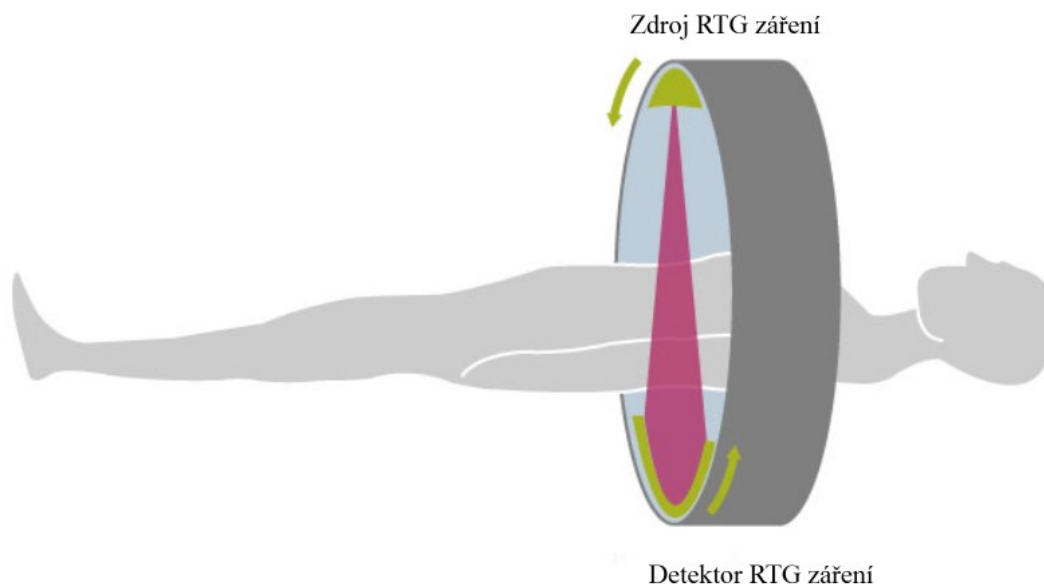
Nevýhodou moderních 3D zobrazovacích metod je vysoká cena (až 100 mil. korun). Důsledkem takto vysokých pořizovacích cen je jejich malé rozšíření. Klasické RTG zobrazovací metody jsou díky své nižší ceně a dostatečnému počtu kvalifikovaných pracovníků relativně dostupné.

13.1 VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE (CT)

Metoda výpočetní tomografie (CT) byla vyvíjena na přelomu 60. a 70. let dvacátého století a první funkční a použitelný tomograf (EMI Mark I, zkonstruovaný britským inženýrem Godfrey Hounsfieldem) byl představen roku 1971 v Atkinson Morley's Hospital v Londýně, kde úspěšně zobrazil cystu v mozku pacienta. První celotělový tomograf (ACTA) zkonstruoval Hounsfield v roce 1974.

Princip této metody spočívá v prozařování vyšetřované oblasti rentgenovým zářením pod řadou úhlů, viz Obr. 13. 1. To je realizováno rentgenkou, která rotuje kolem těla pacienta, a naproti ní umístěnými detektory. Svazek záření má po prostupu vyšetřované oblasti určitou intenzitu, ta je detekována a převáděna na elektrický signál. Výpočetní technikou je vyhodnoceno zeslabení záření důsledkem absorpce tkání. Následně se z hodnot získaných z expozic pod řadou úhlů rekonstruuje obraz příčného řezu vyšetřované oblasti. V některých

případech jsou pacientovi podány kontrastní látky, aby zvýraznily rozdíly v absorpci záření a tím zároveň i kontrast obrazu.



Obr. 13. 1 - Princip počítačové tomografie – upraveno [51]

Prostorový tomografický obraz lze vytvořit z řady obrazů příčných řezů, které získáme lineárním posuvem vyšetřované oblasti ve směru kolmém na rovinu obrazu příčného řezu. Zprvu probíhalo snímání sekvenčně, kdy se lůžko s pacientem při rotaci rentgenky a detektorů nepohybovalo. Po nasnímání projekce jednoho řezu se lůžko posunulo a cyklus se opakoval. Tento způsob snímání trvá poměrně dlouhou dobu a je zatížen chybou, jelikož dochází k mírným pohybům pacienta. Novější metoda je založena na principu, kdy se lůžko posouvá kontinuálně při rotačním pohybu rentgenky.

Při porovnání s konvenčním rentgenovým zobrazováním je hlavní výhodou získání prostorového tomografického zobrazení, dále výrazně vyšší kontrast obrazu, výborné rozlišení a vysoká rychlost vyšetření.

14 NUMERICKÉ MODELOVÁNÍ KOSTÍ

Základem vytvoření správného geometrického a numerického modelu kostí je získání série po sobě jdoucích snímků. K zobrazení vnitřních orgánů a kostí se nejčastěji používá CT (výpočetní tomografie) popřípadě MRI (magnetická rezonance).

Pro zobrazení měkkých tkání je lepší používat snímky z MRI a to z důvodu využití magnetického pole a elektromagnetického vlnění s vysokou frekvencí (nulová zátěž od radiace).

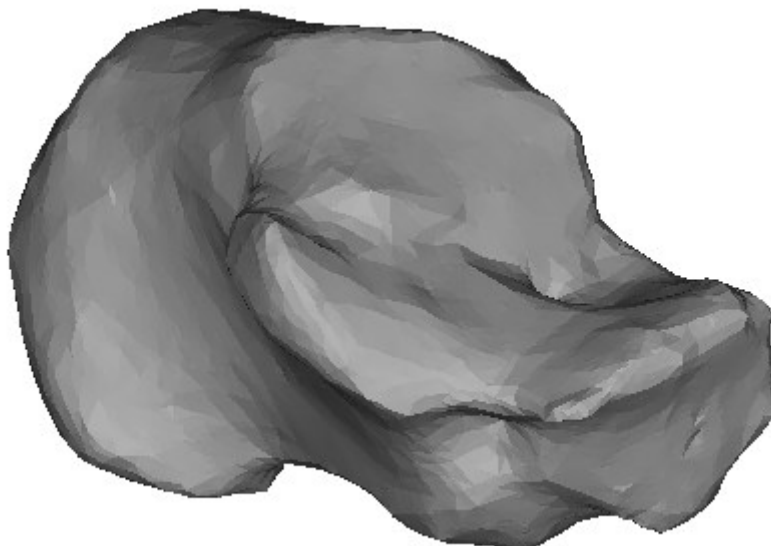
Pro vytvoření kvalitních modelů patní kosti byly využity CT snímky (postupné řezy) dolní končetiny, viz Obr. 14. 1. K následnému získání CAD modelu patní kosti posloužil software Materialise Mimics, používaný na Katedře aplikované mechaniky, jenž byl financován v rámci projektu IRP-rozvoj 120/2014 (r. 2014). Pro správně vytvořený model kosti bylo zapotřebí oddělit hutnou kostní tkáň od ostatních měkkých tkání v jednotlivých CT řezech. Použitý software Mimics tuto separaci provádí na základě Housfieldové jednotky, což je hustota jednotlivých pixelů (jednotky objemu tkáně). HU lze chápat také jako stupeň šedi při rentgenovém snímání.



Obr. 14. 1 - CT snímek nohy - sagitální rovina

CT snímky lze následně upravit a sloučit k 3D modelu kosti, orgánu, či měkké tkáni. Náročnost této operace závisí na kvalitě dodaných CT snímků, v případě nekvalitních snímků je nutné oddělit měkké tkáně od kostí manuálně. CAD model patní kosti (viz Obr. 14. 2) vznikl

z CT snímků dodaných Fakultní Nemocnicí Ostrava. Takto vzniklý model byl následně podroben MKP analýze a posloužil také při pevnostních analýzách patních hřebů či patních dlah.



Obr. 14. 2 - Vytvořený CAD model z CT snímků (software Mimics)

14.1 MATERIÁLOVÉ VLASTNOSTI KOSTÍ

Lidská kostní tkáň se řadí do skupiny nehomogenních a anizotropních materiálů. Mechanické vlastnosti kostní tkáně jsou tedy silně závislé na směru zatížení, stáří, pohlaví a zdraví člověka. Při tlakovém zatížení je mez pevnosti vyšší než při ohybovém zatížení, viz [8]. Hledají se proto možnosti, jak vytvořit vhodné modely popisující komplikované mechanické vlastnosti kostní tkáně, které by se co nejvíce přibližovaly realitě. Dle odborné literatury a vědeckých článků se jeví jako dostatečné přiblížení reálné kosti užití nehomogenního izotropního materiálového modelu popsaného modulem pružnosti E /MPa/ a Poissonovým číslem μ pro každý element.

Velikost modulu pružnosti jsou vypočítány na základě velikosti HU všech elementů. Vztahy mezi hustotou tkáně a modulem pružnosti jsou popsány v odborné literatuře.

Z CT snímků lze dále stanovit hustotu zóny zájmu dle HU. Použitím software Materialise Mimics a matematicko – fyzikálních vztahů lze přiřadit materiálové vlastnosti jednotlivým elementům.

Snímky z CT tomografu můžeme brát jako mapy pixelů, které vznikají na bázi vstřebání RTG záření do tkání. Hounsfieldova stupnice udává hodnoty jednotlivých pixelů. Koeficient absorpce RTG záření vzduchu je – 1024. Naopak pro vodu je tento koeficient roven 0. Hounsfieldovu jednotku lze také vyjádřit jako množství absorpce a rozptylu RTG záření pixelů. Pro pixely jsou z naměřených hodnot absorpce rentgenového záření vypočítány příslušné Hounsfieldovy jednotky vztažené k hodnotě absorpce rentgenového záření na vodu. Hounsfieldova jednotka je obecně definována dle vztahu, viz Tab. 14. 1. Zjednodušená Hounsfieldova stupnice, pak viz Tab. 14. 2.

$$HU = \frac{k_u - k_{uv}}{k_{uv}} \cdot k \quad (2)$$

Označení veličiny	Popis veličiny	Hodnota veličiny
k	smluvní konstanta	1000
k_u	koeficient vyšetřované tkáně	
k_{uv}	koeficient vody	0,22

Tab. 14. 1 - Koeficienty pro přepočet HU

veličina	HU
vzduch	-1000
pľíce	-400 až -600
tuk	-60 až -100
voda	0
krev	55 až 75
měkké tkáně	40 až 80
kost	400 až 1000 +

Tab. 14. 2 - Hounsfieldova stupnice

Existuje velké množství odborné literatury a vědeckých článků zabývajících se přepočtem Hounsfieldových jednotek na hustoty ρ a moduly pružnosti E , viz [52], [53], [54], [55], [56],

[57] a další. Mechanické vlastnosti kostní tkáně se liší v závislosti na pohlaví, věku, zdravotním stavu (kuřák, cukrovkář), typu tkáně atp. Pro přepočet hustoty a modulu pružnosti je vybrána metoda vysvětlena v literatuře viz [56], která je popsána níže. Pro analýzu implantátů je toto nahrazení reality zcela dostatečné, jelikož výzkum se zabývá analýzou a optimalizací patního hřebu. V Tab. 10.3 jsou uvedeny velikosti HU a hustot, pro kortikální tkáň.

Z CT snímků byla odečtena maximální hodnota Hounsfieldovy jednotky (HU_{max}) pro kortikální tkáň ($HU_{max}=1743$) pro calcaneus, viz Tab. 14. 2. Hustota kortiky se obecně uvádí jako $\rho_{kort}=1800 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-3}$. Hodnota Hounsfieldovy jednotky pro vzduch - $HU_{vzduchu}=-1024$.

Látka	Hounsfieldova jednotka HU /1/	Hustota ρ / $\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$ /
Kortikální tkáň	1743	1800
Vzduch	-1024	0

Tab. 14. 3 - Velikost HU a hustoty

$$\rho_{vzduchu} = x + HU_{vzduchu} \cdot y \quad (3)$$

$$\rho_{kort} = x + HU_{max} \cdot y \quad (4)$$

$$x = \rho_{vzduchu} - HU_{vzduchu} \cdot y \quad (5)$$

$$\rho_{kort} = \rho_{vzduchu} - HU_{vzduchu} \cdot y + HU_{max} \cdot y \quad (6)$$

$$y = \frac{\rho_{kort} - \rho_{vzduchu}}{HU_{max} - HU_{vzduchu}} = \frac{1800 - 0}{1743 - (-1024)} = 0,6505 \quad (7)$$

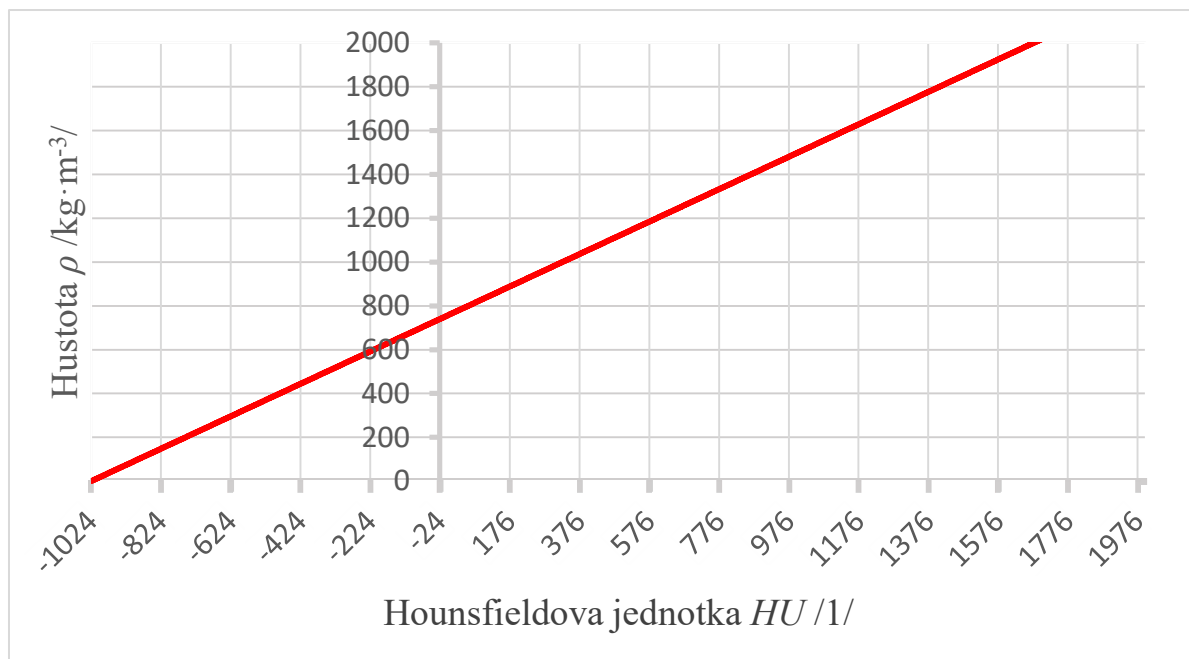
$$x = 0 - (-1024) \cdot 0,6505 = 666,112 \quad (8)$$

$$\rho_{(x,y,z)} = x + HU_{(x,y,z)} \cdot y \quad (9)$$

$$\rho_{(x,y,z)} = 666,112 + HU_{(x,y,z)} \cdot 0,6505 \text{ /kg} \cdot \text{m}^{-3} / \quad (10)$$

x – hledaná neznámá konstanta

y - hledaná neznámá konstanta



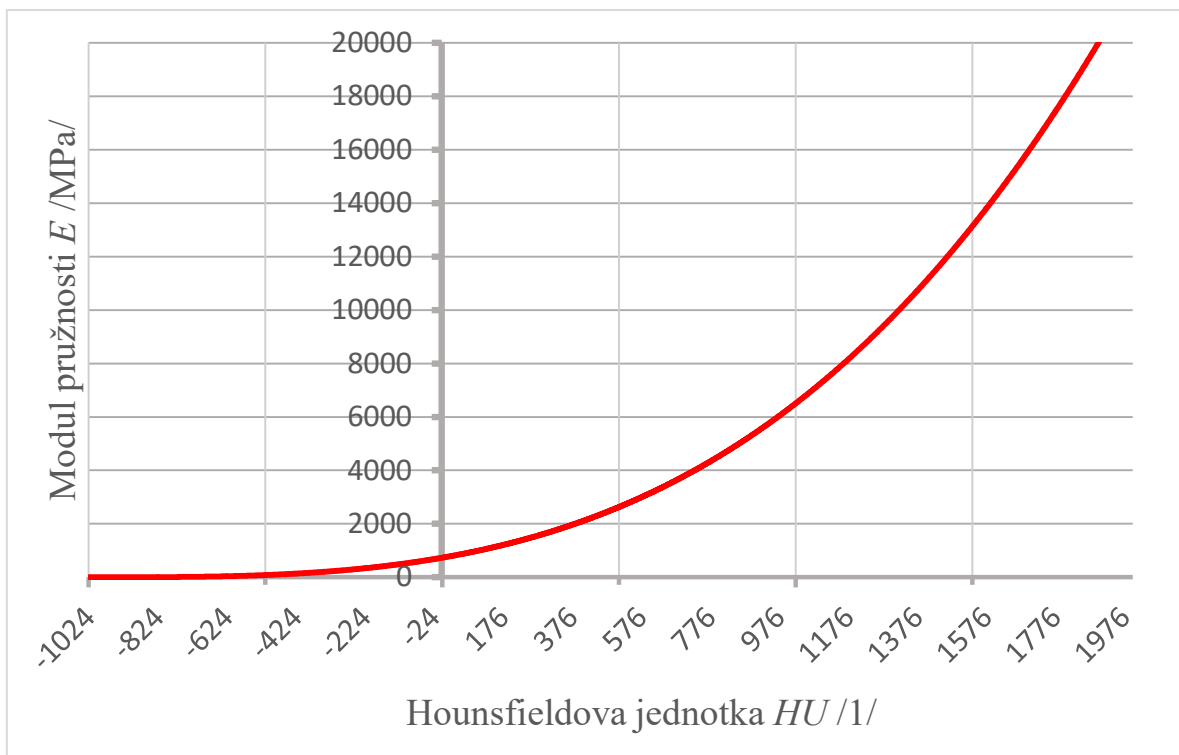
Graf 14. 1 - Závislost hustoty na Hounsfieldovy jednotce (rovnice 11 respektive 12)

Dle rovnic (3) a (4) je zvolena lineární závislost mezi hustotou ρ a HU (rovnice 10), viz Graf 14. 1. Následně z těchto rovnic vyjádříme koeficienty x a y . Konečná rovnice pro přepočítání HU na hustotu z CT snímků má tvar (8). Z hustoty kostní tkáně jde dále získat Youngův model. Literatura uvádí vztahy mezi těmito veličinami pomocí matematických vztahů ověřených experimenty.

$$E_{(x,y,z)} = X \cdot \rho_{(x,y,z)}^Y = 9,354 \cdot 10^{-7} \cdot \rho_{(x,y,z)}^{3,15} \quad (11)$$

Rozepsáním a vyjádřením rovnice (9), lze získat definitivní vztah pro výpočet modulu pružnosti E /MPa/ z Hounsfieldovy jednotky, viz Graf 14. 2.

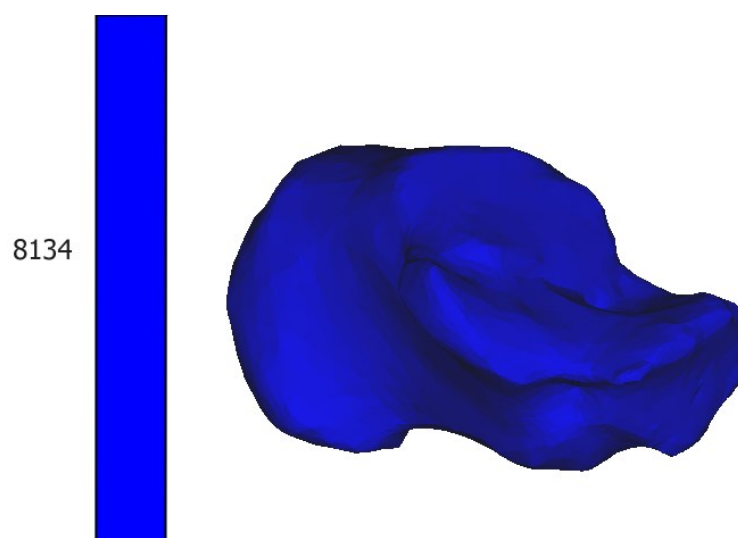
$$E_{(x,y,z)} = 9,354 \cdot 10^{-7} \cdot (666,112 + HU(x,y,z) \cdot 0,6505)^{3,15} \quad \text{/MPa/} \quad (12)$$



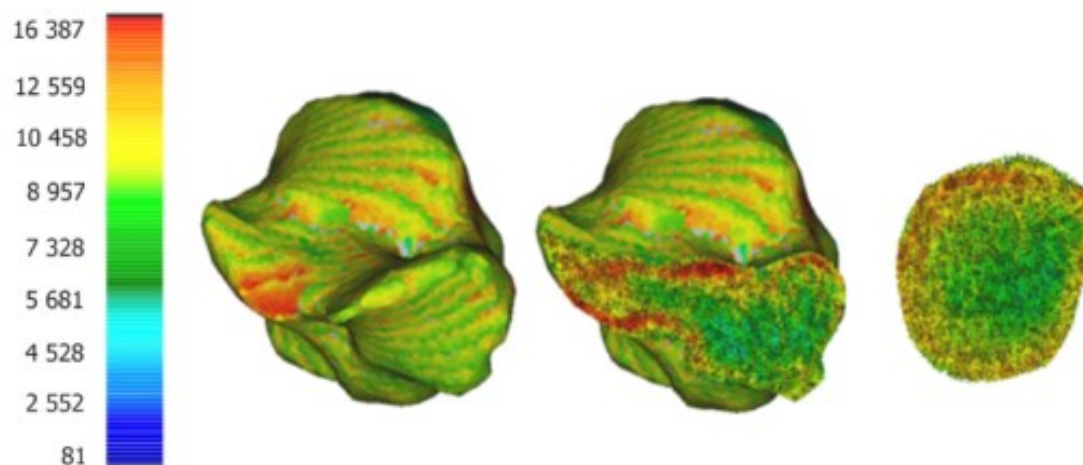
Graf 14. 2 - Závislost modulu pružnosti na Hounsfieldově jednotce

Pro prvotní pevnostní analýzy patní kosti byl kalkaneu přiřazen homogenní izotropní materiálový model (hodnoty modulu pružnosti E a Poissonova čísla μ jsou tedy pro všechny elementy stejné, tj. nezávislé na směru), viz Obr. 14. 3.

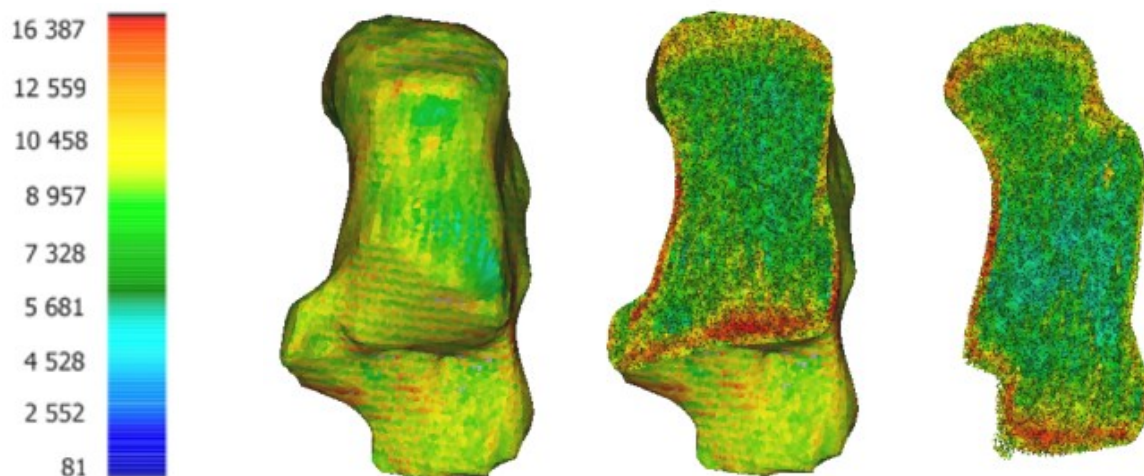
Následně bylo pro popsání materiálových vlastností patní kosti použito celkem 100 různých modulů pružnosti vypočtených na základě HU pro jednotlivé elementy. Model patní kosti je rozdělen na prvky s různým modulem pružnosti, viz Obr. 14. 4, Obr. 14. 5, Obr. 14. 6 a Obr. 14. 7. Poissonovo číslo je pro všechny elementy stejné $\mu = 0,3$ viz literatura [58], [59].



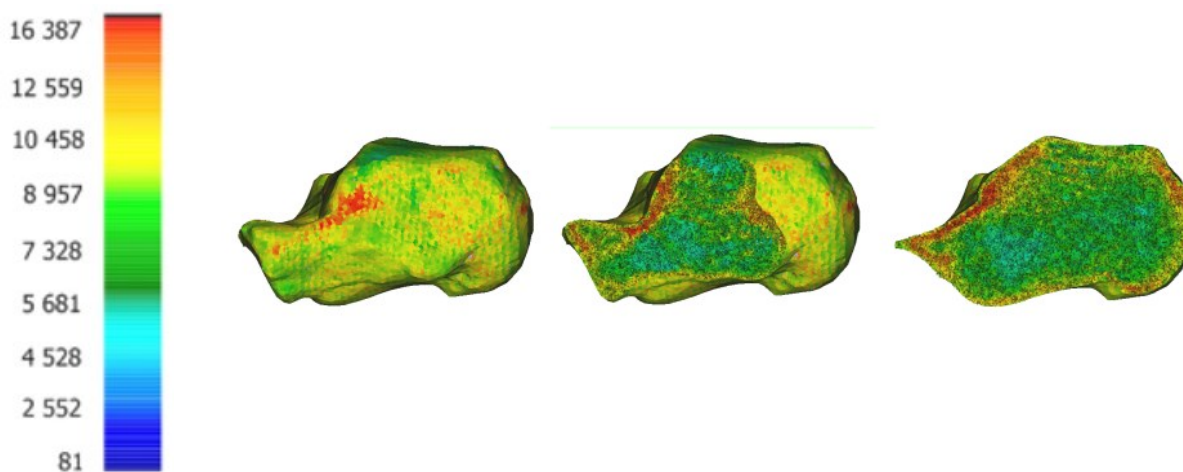
Obr. 14. 3 - Rozložení modulu pružnosti E a Hounsfieldovy jednotky HU pro patní kost (počet materiálů 1) /MPa/



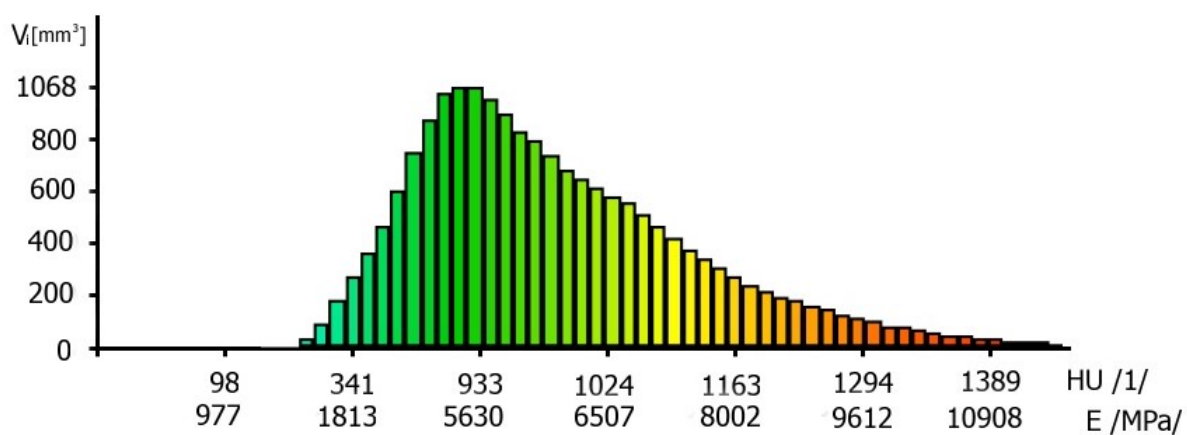
Obr. 14. 4 - Rozložení modulu pružnosti E /MPa/ HU pro patní kost (počet materiálů 100) – frontální rovina



Obr. 14. 5 - Rozložení modulu pružnosti E /MPa/ pro patní kost (počet materiálů 100) – transverzální rovina



Obr. 14. 6 - Rozložení modulu pružnosti E /MPa/ pro patní kost (počet materiálů 100) – sagitální rovina.



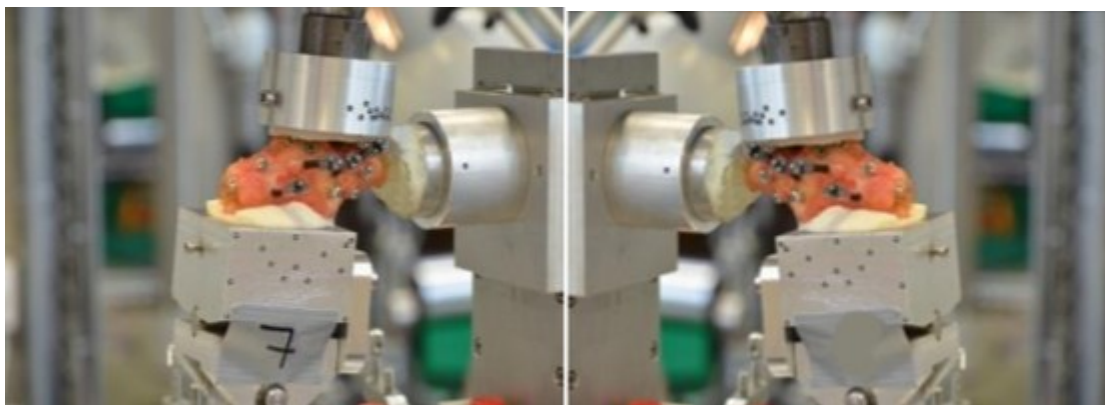
Obr. 14. 7 - Rozložení modulu pružnosti E a Hounsfieldovy jednotky HU vzhledem k objemům podoblastí pro patní kost (počet materiálů 100).

Důvodem modelování kostí při analýze implantátů je dosažení správného rozložení zatěžujících sil na implantát. Cílem není provést pevnostní analýzy kostí, ale vybraných dlah. Proto lze tvrdit, že popis materiálových vlastností kostí výše zmíněnou metodou je dostatečně přesný a akceptovatelný.

15 PEVNOSTNÍ ANALÝZA ZDRAVÉHO CALCANEA

Před samotnými výpočty MKP osteosyntetických implantátů byla provedena napětově deformační analýza celistvé, (zdravé či srostlé) patní kosti, viz následující text.

Výpočtový model vycházel z testovacího stroje zkonstruovaného pro potřeby statických a dynamických (únavových) experimentů [1], viz Obr. 15. 1, kde se přední část kosti opírala o náhradu krychlové kosti (os cuboideum) a zatížení bylo aplikováno hydraulickým zkušebním strojem přes náhradu hlezenního kloubu (talus), tak jak je to obvyklé při automatickém zatěžování v noze, viz Obr. 15. 2 Tyto náhrady krychlové kosti a hlezenního kloubu byly pro potřeby experimentu vytvořeny z veterinářského kostního cementu. Nahrazení okolních kostí veterinářským respektive zubním cementem zmiňuje i literatura [1],[61].



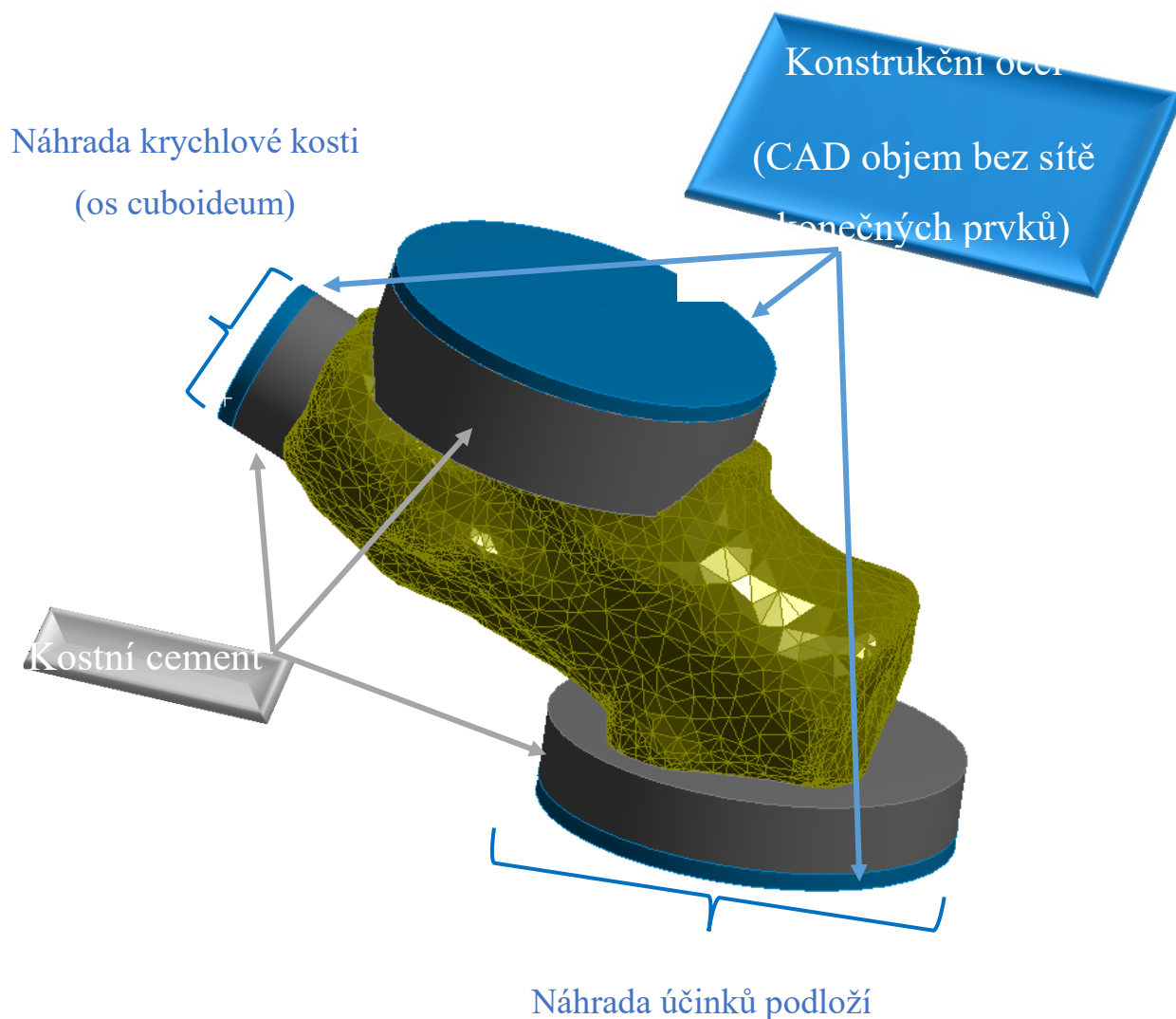
Obr. 15. 1 - Uchycení calcanea ve zkušebním hydraulickém stroji

Výpočtový model, viz Obr. 15. 2, nahrazuje interakci patní kosti s ostatními kostmi nohy objemovými konečnými prvky s mechanickými vlastnostmi epoxidového tmelu [62], viz Tab. 15. 1. Toto nahrazení bylo provedeno na základě přiměřeného odborného odhadu mechanických vlastností použitého kostního veterinárního cementu DUMOTEC95.

Části hydraulického testovacího stroje jsou modelovány jako objemové prvky s mechanickými vlastnostmi běžné konstrukční oceli, viz Tab. 15. 2.

Počáteční analýza MKP byla provedena pro model patní kosti dodaný firmou Medin a.s., poté byly provedeny pevnostní analýzy pro modely vytvořené z CT snímků, viz kapitola 14 – nejprve s plně homogenním isotropním materiálovým modelem popsaným jedním modulem pružnosti a jedním Poissonovým číslem, posléze s materiálovým modelem respektující mechanické vlastnosti reálné kosti popsané po částech proměnlivým modulem

pružnosti a Poissonovým číslem pro jednotlivé elementy (100 materiálů), tj. po částech homogenního a izotropního materiálu.



Obr. 15. 2 - Výpočtový model (CAD model)

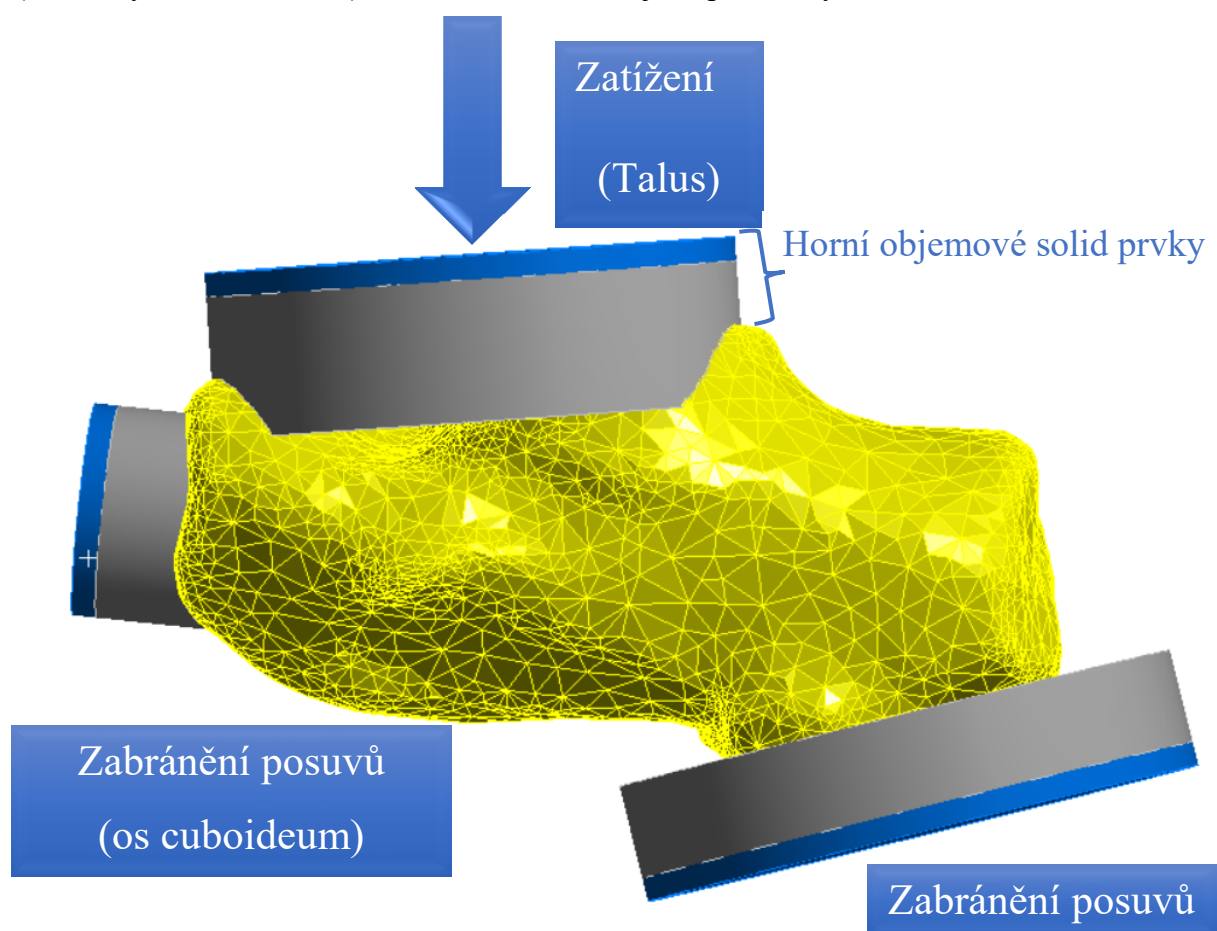
Epoxidový tmel		
Poissonovo číslo	μ /1/	0,3
Modul pružnosti	E /MPa/	4830

Tab. 15. 1 - Mechanické vlastnosti epoxidového tmelu [52] (náhrada vet. cementu)

Konstrukční ocel		
Poissonovo číslo	μ /1/	0,3
Modul pružnosti	E /MPa/	210 000

Tab. 15. 2 - Mechanické vlastnosti - konstrukční ocel [63]

Horní objemové solid prvky, reprezentující talus (hlezenní kloub), jsou zatíženy osovou silou, viz rovnice (13), (14) a (15). Objemy představující kost krychlovou a podloží jsou pevně zavazbeny ve všech stupních volnosti na volných koncových plochách (označeny modrou barvou), viz Obr. 15. 3 - Okrajové podmínky.



Obr. 15. 3 - Okrajové podmínky

Pro výpočet zdravé patní kosti bylo uvažováno s pacientem o hmotnosti $m = 120$ kg. Výpočty byly provedeny pro dynamickou hodnotu, která může být přenesena na patní kost a to celkovou dynamickou silou pacienta F . Dále byl zaveden dynamický součinitel $K_{\text{dyn}} = 1,47$, viz kapitola 12, který převádí statickou úlohu, na úlohu kvazistatickou (běžný inženýrský přístup). Zatěžující síla je tedy rovna součinu dynamického součinitele K_{dyn} a tíhové síly pacienta G .

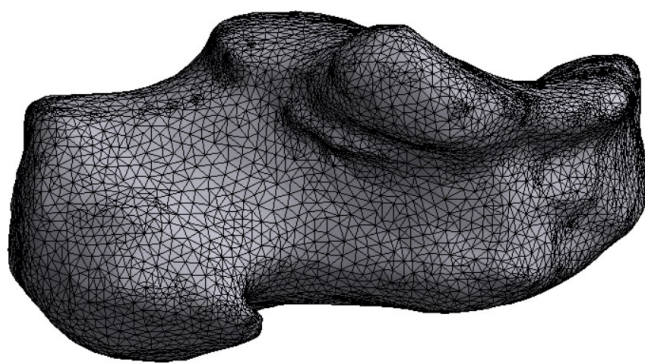
$$G = m \cdot g = 120 \cdot 9,81 = 1\,177,2 \text{ N} \quad (14)$$

$$F = K_{\text{dyn}} \cdot G = 1,47 \cdot 1177,2 = 1\,722,84 \text{ N} \quad (15)$$

V práci byly používány dva modely patních kostí, které byly vytvořeny z CT snímků za použití software Materialise Mimics [13]. První byla dodána firmou Medin a.s., která ji získala od MUDr. Martina Pompacha z Nemocnice Pardubického kraje – Pardubické nemocnice. CT snímky patní kosti byly pořízeny již po fraktuře se snížením těla patní kosti. Jedná se tedy o hrubší model, kdy byla zlomenina zacelena pomocí software Mimics. Druhá byla dodána Fakultní nemocnicí Ostrava z archivu traumatologického oddělení pod vedením doc. MUDr. Leopolda Plevy CSc. Tato patní kost je pořízena z CT snímků zdravé patní kosti pacienta mužského pohlaví.

15.1 NUMERICKÝ MODEL ZDRAVÉ PATNÍ KOSTI (KOST – MEDIN A.S. – MUDR. POMPACH)

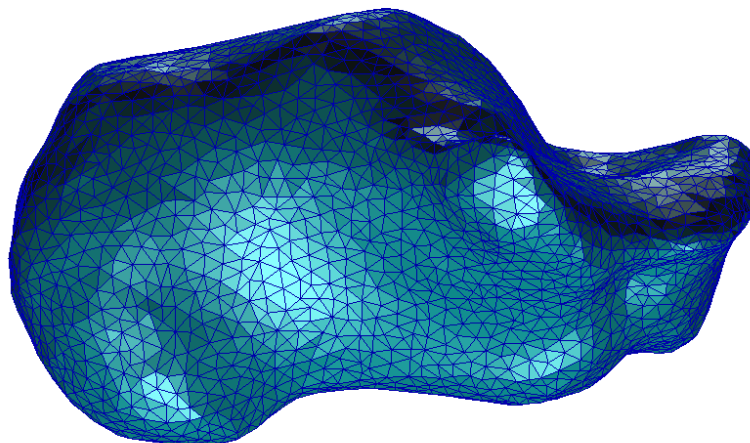
Na základě geometrického modelu patní kosti byl v software Ansys Workbench vytvořen výpočtový model. Model byl vytvořen objemovými čtyřstěnnými konečnými elementy s meziuzly. Celková síť byla tvořena s 119 586 elementy s 189 014 uzly, viz Obr. 15. 4.



Obr. 15. 4 - Síť konečných prvků na kosti (Ansys software)

15.2 NUMERICKÝ MODEL ZDRAVÉ KOSTI (KOST VYTVOŘENA Z CT SNÍMKŮ - FNO)

Diskretizovaný model patní kosti vytvoření z CT snímků (viz kapitola 14) je znázorněn na Obr. 15. 5. Síť byla tvořena objemovými čtyřstěnnými prvky bez meziuzlů, bylo použito 773 713 elementů a 122 796 uzlů. Rozdělení na elementy bylo provedeno v software 3 – Matic, což je nadstavba software Mimics.

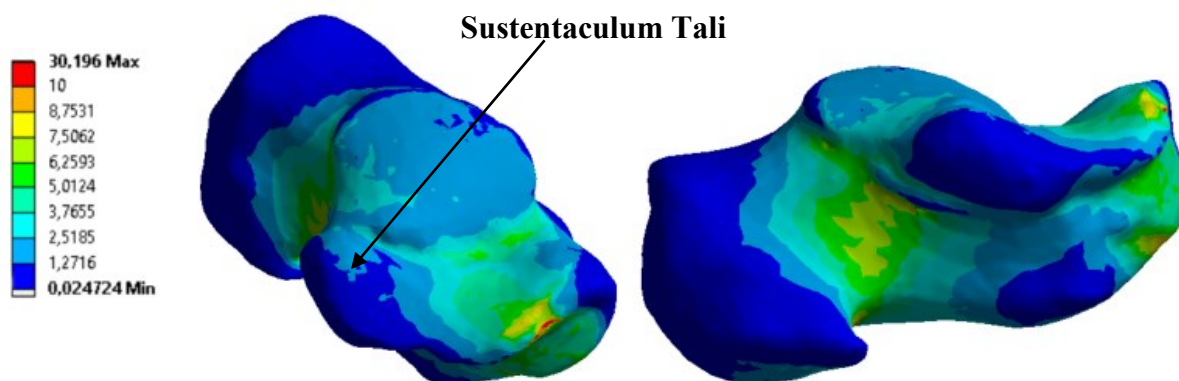


Obr. 15. 5 - Síť konečných prvků na kosti (MSC Patran software)

Počáteční MKP analýza byla provedena na model patní kosti dodaný firmou Medin a.s., poté byly provedeny pevnostní analýzy pro modely vytvořené z CT snímků, dodaných FNO, viz kapitola 14 – nejprve s homogenním isotropním materiálovým modelem popsaným jedním modulem pružnosti a jedním Poissonovým číslem, posléze s materiálovým modelem respektující mechanické vlastnosti reálné kosti popsané modulem pružnosti a Poissonovým číslem pro jednotlivé elementy (100 materiálů – po částech homogenní a izotropní materiál).

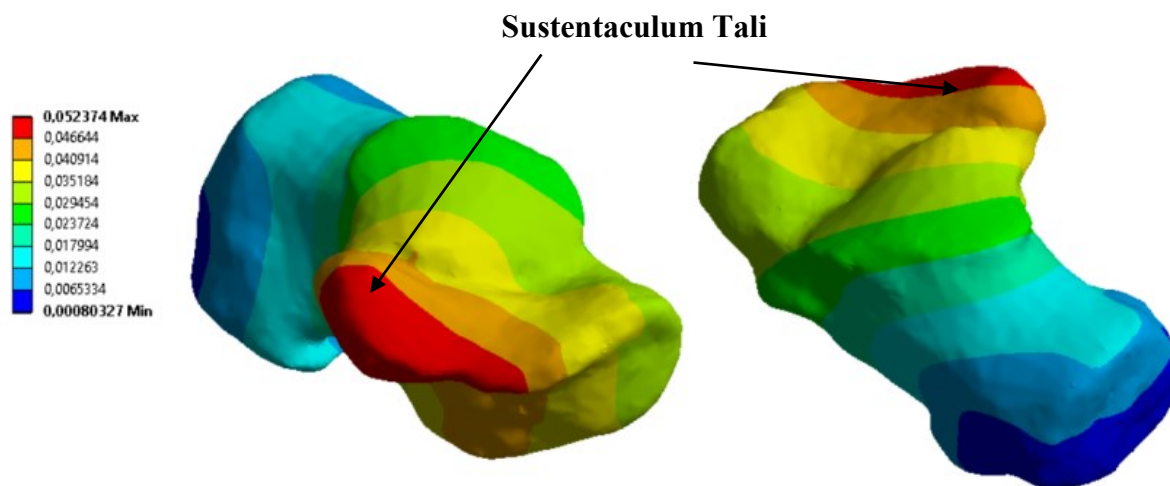
15.3 VÝSLEDKY ANALÝZY MKP (PATNÍ KOST – MEDIN A.S. – MUDR. POMPACH) – BEZ C-NAILU

Rozložení redukovaného napětí dle hypotézy HMH u srostlé (zdravé) patní kosti je zobrazeno na Obr. 15. 6. Největší hodnota redukovaného napětí je přibližně 30 MPa, avšak tato hodnota se nachází na vnitřní ostré hraně v přední části, která vznikla patrně při tvorbě CAD modelu (vrub). Hodnoty redukovaného napětí mimo tuto hranu nepřesahují hodnotu 13 MPa.

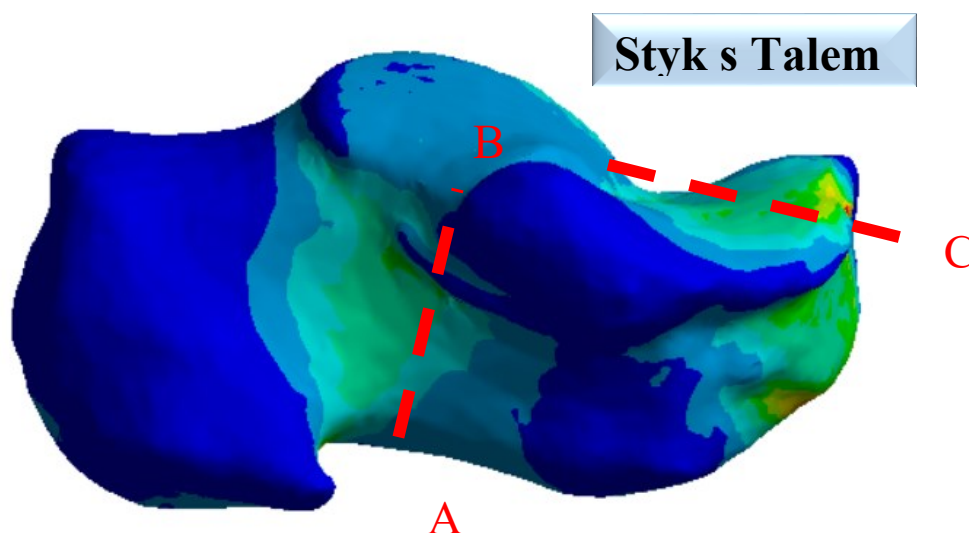


Obr. 15. 6 - Rozložení redukovaného napětí na patní calcaneu dle hypotézy HMH /MPa/

Průběh celkových posuvů pro srostlou patní kost znázorněn na Obr. 15. 7 Maximální hodnota posuvů je o velikosti cca 0,05 mm v oblasti sustentaculum tali.



Obr. 15. 7 - Průběh celkových posuvů calcanea /mm/

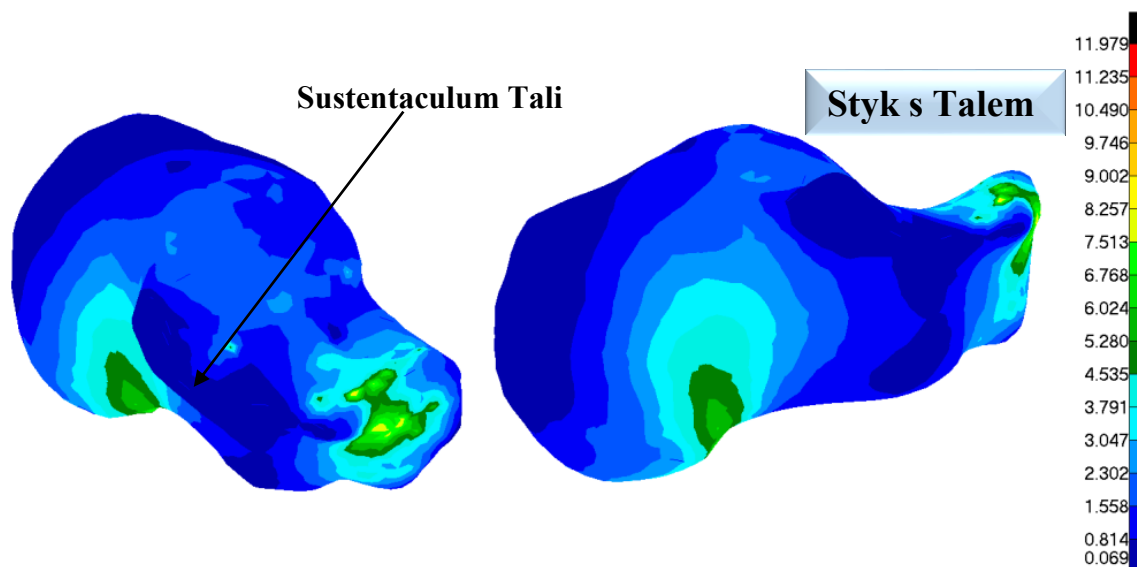


Obr. 15. 8 - Linie lomu
(konstantní modul pružnosti $E = 7\,300\text{ MPa}$, $\mu=0,3$, Ansys software) – bez C-NAILu

Místa s vyšším redukovaným napětím ukazují oblasti, která jsou nejvíce náchylná na vznik zlomeniny (linie mezi body A-B, B-C), viz Obr. 15. 8. Výsledné průběhy redukovaného napětí byly prezentovány odborníkům z lékařské veřejnosti (MUDr. M. Pompach, MUDr. Martin Carda), kteří souhlasili se vznikem takto zobrazených lomových čar, které odpovídají liniím lomu na reálné kosti.

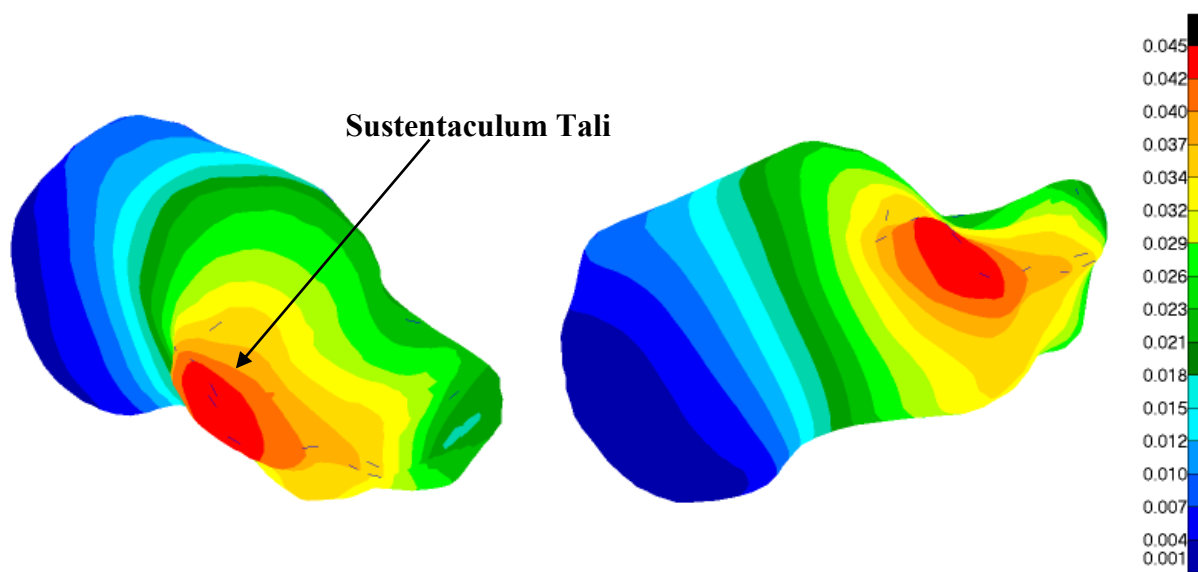
15.4 VÝSLEDKY ANALÝZY MKP (PATNÍ KOST VYTVOŘENÁ Z CT SNÍMKŮ – 1 MATERIÁL)

Rozložení redukovaného napětí dle hypotézy HMM pro srostlou (zdravou) patní kost vytvořenou z CT snímků popsanou lineárním homogenním izotropním materiálovým modelem je zobrazeno na Obr. 15. 9. Největší hodnota redukovaného napětí je 11,9 MPa.



Obr. 15. 9 - Rozložení redukovaného napětí na calcaneu vytvořeného z CT snímků, dle hypotézy

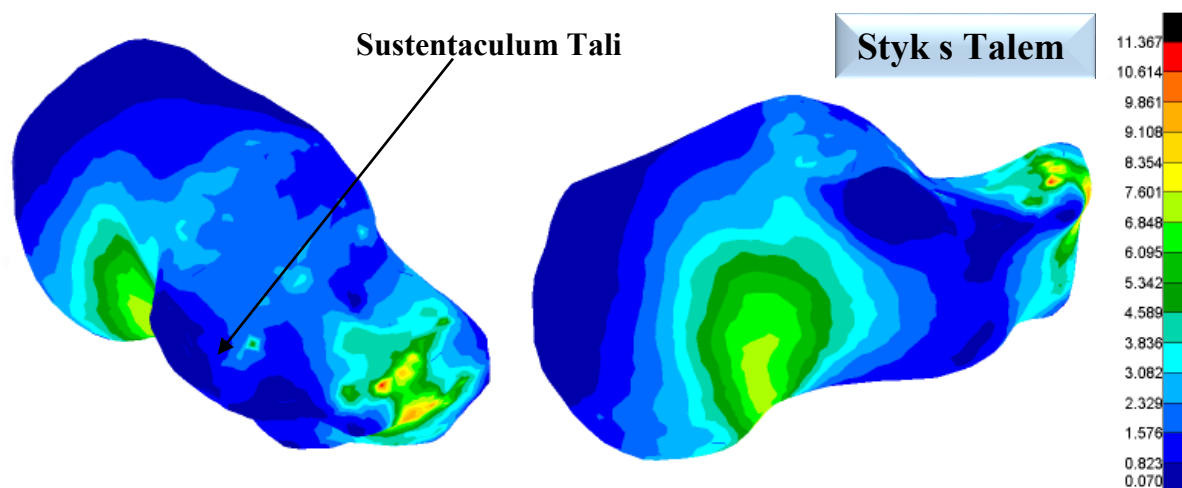
Průběh celkových posuvů pro srostlou patní kost vytvořenou z CT snímků popsanou lineárním homogenním izotropním materiálovým modelem je k nahlédnutí na Obr. 15. 10. Největší hodnota posuvů je 0,45 mm v oblasti sustentaculum tali.



Obr. 15. 10 - Průběh celkových posuvů calcanea vytvořeného z CT snímků /mm/ (konstantní modul pružnosti $E = 8\,134\text{ MPa}$, $\mu = 0,34$, MSC. Patran software) – bez C-NAILu

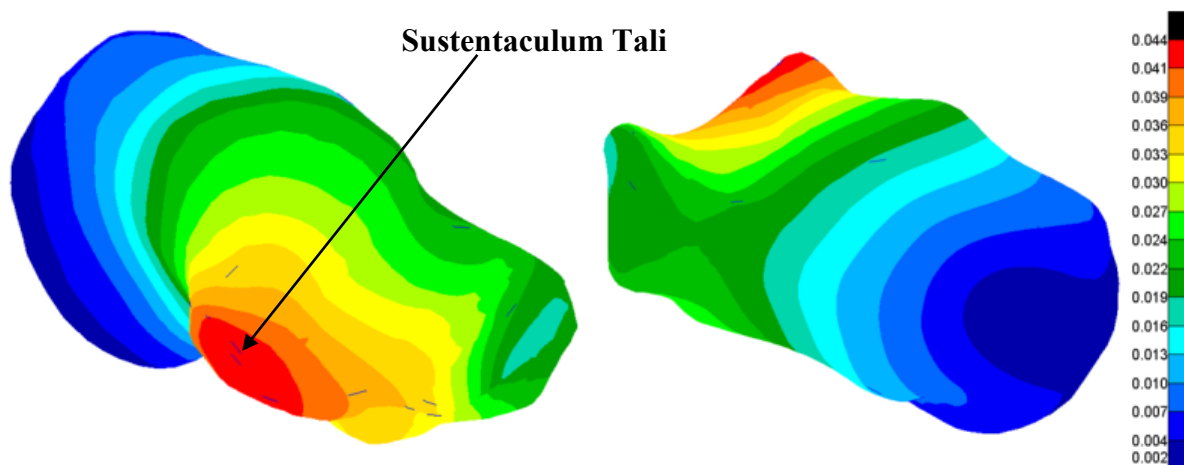
15.5 VÝSLEDKY ANALÝZY MKP (PATNÍ KOST VYTVOŘENÁ Z CT SNÍMKŮ – 100 MATERIÁLŮ)

Rozložení redukovaného napětí dle hypotézy HMM pro srostlou patní kost vytvořenou z CT snímků popsanou proměnlivým lineárním homogenním izotropním materiálovým modelem (100 materiálů) je zobrazeno na Obr. 15. 11. Největší hodnota redukovaného napětí je 11,4 MPa.



Obr. 15. 11 -Rozložení redukovaného napětí na calcaneu vytvořeného z CT snímků, dle hypotézy HMH /MPa/ (100 různých materiálů pro popsání calcanea, $\mu = 0,34$, MSC Patran software) – bez C-NAILu

Průběh celkových posuvů pro srostlou patní kost vytvořenou z CT snímků popsanou proměnlivým lineárním homogenním izotropním materiálovým modelem (100 materiálů) je znázorněn na Obr. 15. 12. Největší hodnota posuvů je 0,44mm, v oblasti sustentaculum tali.



Obr. 15. 12 - Průběh celkových posuvů calcanea vytvořeného z CT snímků /mm/ (100 různých materiálů pro popsání patní kosti, $\mu = 0,34$, MSC Patran software) – bez C-NAILu

Z výsledků redukovaného napětí σ_{HMH} , viz Tab. 15. 3, jsou vidět rozdíly, mezi jednotlivými vypočtenými hodnotami. Nejnížší hodnotu napětí vykazuje použití modelu popsáno 100 různých materiálů, naopak nejvyšší hodnota se projevuje u kosti, která byla popsána modulem pružnosti dle literatury [14], nebo [65].

	Vypočtené napětí σ_{HMH} /MPa/	Procentuální rozdíl /%/
100 různých materiálů pro patní kost z CT snímků – dodaných Fakultní Nemocnicí Ostrava, viz kapitola 11.5, $\mu = 0,34$	11,37	-
Konstantní modul pružnosti pro patní kost z CT snímků - dodaných Fakultní Nemocnicí Ostrava, viz kapitola 11.4, $E = 8143 \text{ MPa}$, $\mu = 0,34$	11,97	5,27
Konstantní modul pružnosti, patní kost dodaná firmou Medin a.s. – MUDr. Pompachem, viz kapitola 11.3 $E = 7\,300 \text{ MPa}$, $\mu = 0,34$	13	14,3

Tab. 15. 3 - Porovnání redukovaného napětí dle hypotézy HMH pro patní kost

Z výsledků deformační analýzy je zřejmé, že modul pružnosti výrazněji ovlivňuje výsledné posuvy kosti, viz Tab. 15. 4.

	Vypočtené posuvy Δ /mm/	Procentuální rozdíl /%/
100 různých materiálů pro patní kost z CT snímků, viz kapitola 11.5, $\mu = 0,34$	0,044	0
Konstantní modul pružnosti pro patní kost z CT snímků viz kapitola 11.4 $E = 8143 \text{ MPa}$, $\mu = 0,34$	0,045	2,27
Konstantní modul pružnosti (patní kost – Medin), viz kapitola 11.3 $E = 7\,300 \text{ MPa}$, $\mu = 0,34$	0,05	13,63

Tab. 15. 4 - Porovnání celkových posuvů patní kosti

Rozdíly v napětí a také posuvech zřejmě odpovídají realitě, každý člověk má jinou strukturu vnitřní části kosti (spongiózy). Její skladba záleží na mnoha faktorech např. na pohlaví, věku, životnímu stylu, genetických předpokladech a také fyzické kondici.

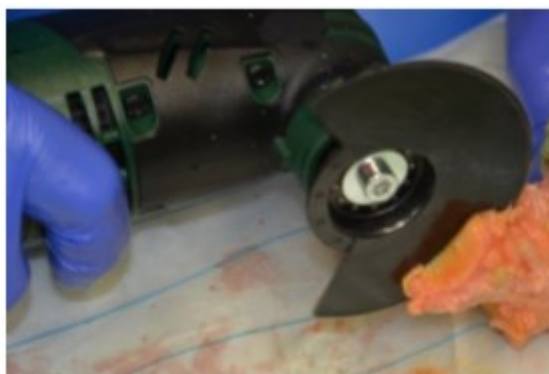
16 EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST

Pro pevnostní posouzení osteosyntetických nástrojů lze zvolit v zásadě dva přístupy. Experimentální měření a numerické simulace.

Statické a dynamické testování patního hřebu C-NAIL proběhlo v rámci projektu TAČR 03010804 „Osteosyntéza zlomeniny nohy a ruky“ na univerzitě v německém Rostocku. Celkem bylo testováno 21 patních kostí, které byly vyjmuty z nohou kadáverů, nakoupených v Portlandu, USA. Všechny vzorky byly uchovány ve zmraženém stavu v plastových baleních při teplotě -20 °C, viz Obr. 16. 1. Vzorky se k testu ponechaly rozmrazit přes noc při pokojové teplotě. Po odstranění kožního krytu a měkkých tkání byla kost rozřezána na fragmenty dle standardizovaných lomných linií odpovídající fraktuře Sanders IIB, viz Obr. 16. 2 a kapitola 7 (Zlomeniny patní kosti).



Obr. 16. 1 - Zmražený kadáver [3]



Obr. 16. 2 - Řez oscilační pilou do kosti [3]

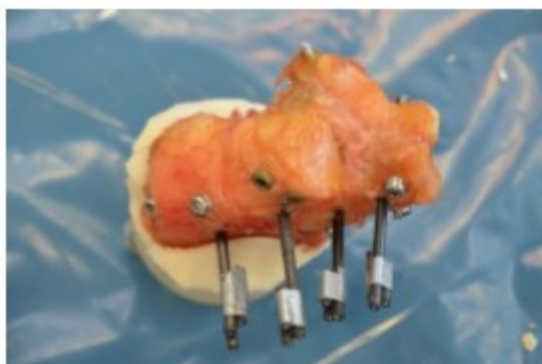
Fragmenty prvních sedmi patních kostí byly fixovány dlahou Rimbus (Intercus GmbH Rudolstadt, Německo), viz Obr. 8. 11, další francouzským hřebem Calcanail (FH Orthopedics SAS, Heimsbrunn, Francie), viz Obr. 8. 12, a posledních sedm patním hřebem C-NAIL (Medin,

Nové Město n. Moravě, Česká republika), viz Obr. 8. 14. Vše s cílem vzájemného porovnání těchto tří způsobů vnitřní fixace.

Vzorky byly umístěny do testovacího zařízení, viz Obr. 15. 1. Oblasti tuberu patní kosti byly fixovány do veterinárního kostního cementu Demotec95, viz Obr. 16. 3. Každý fragment byl navíc opatřen alespoň 3 tenzometry, viz Obr. 16. 4, sloužící k detekci třírozměrného pohybu mezi fragmenty pomocí optického měřicího systému PONTOS 5M. Tento optický měřicí systém je schopen detekovat pohyby menší než 5 μm .



Obr. 16. 3 - Umístění vzorku do veterinářského kostního cementu Demotec95[3]

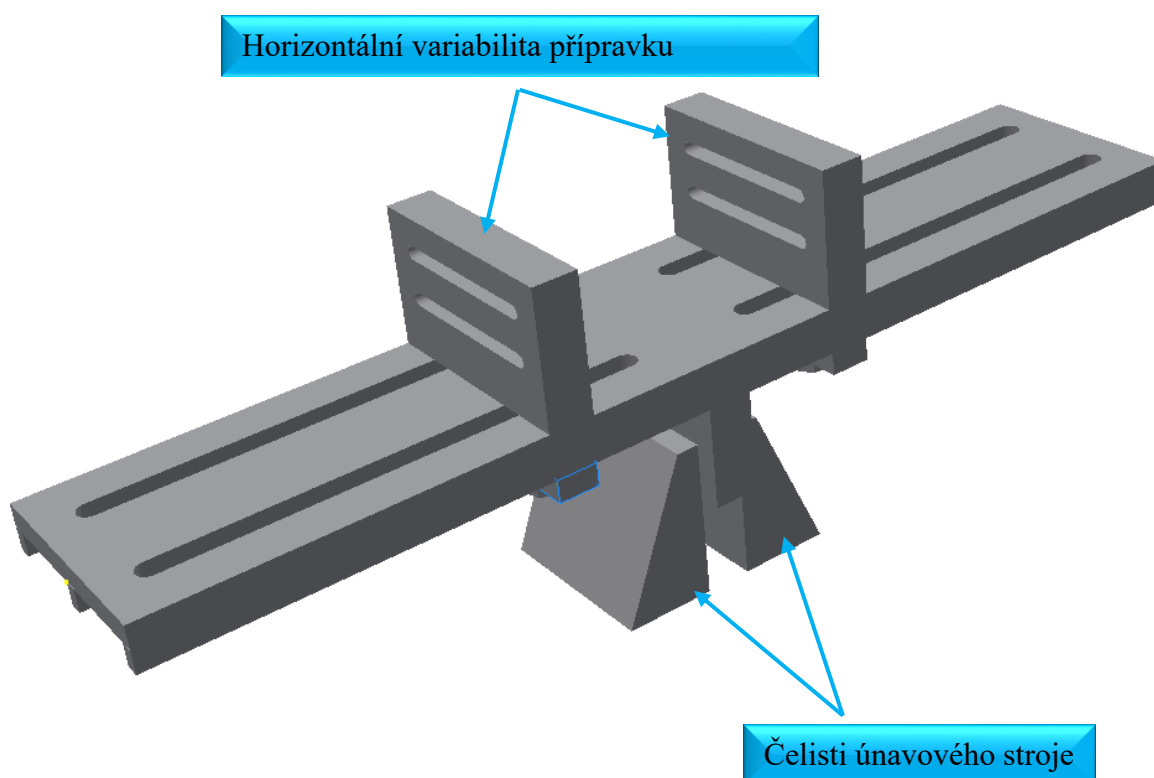


Obr. 16. 4 - Připojení extenzometrických snímačů pro zaznamenání pohybu fragmentů [3]

Kamera snímala změnu pozice jednotlivých fragmentů v závislosti na zátěži. Dále byla patní kost zatěžována postupně v kraniokaudálním směru v čase s postupným pozvolným pulzujícím zvyšováním působící síly a následně byl proveden zátěžový test selhání (přetížení až do kritického poškození calcaneus – implantát). Při srovnání různých fixačních systémů nebyly zjištěny žádné významné rozdíly v sekvenci zatížení do selhání, Böhlerově úhlu a pohybu mezi fragmenty. Významný rozdíl byl ovšem nalezen u selhání v dynamické testovací sekvenci, kde selhalo 87,5 % implantátů Calcanail a pouze 14 % implantátů ve skupině C-NAIL. Nejvyšší zátěž do selhání byla zjištěna u implantátu C-NAIL.

Se všemi vzorky bylo zacházeno humánně v souladu s etickými pravidly.

Prvotní myšlenkou bylo provedení podobného experimentu na VŠB – TU Ostrava, ve specializovaných laboratořích Katedry aplikované mechaniky a Biomechanické laboratoře, proto bylo autorem této práce připravován pod vedením doc. Ing. Karlem Frydrýškem Ph.D., univerzální zkušební přípravek, který by bylo možné použít i pro fyzické měření ostatních (dlouhých) kostí, viz Obr. 16. 5.



Obr. 16. 5 - Koncept univerzálního přípravku pro fyzická měření kostí

K samotnému experimentu již nedošlo, a to z důvodu ukončení projektu *Osteosyntéza zlomenin nohy a ruky*, kdy ze strany Medin a.s. již nebyla ochota financovat a doručit několik sad patních hřebů a patních dlah, které by byly nezbytné pro samotnou realizaci. Nicméně další generace doktorandů může tuto problematiku znovu otevřít a dotáhnout do konce.

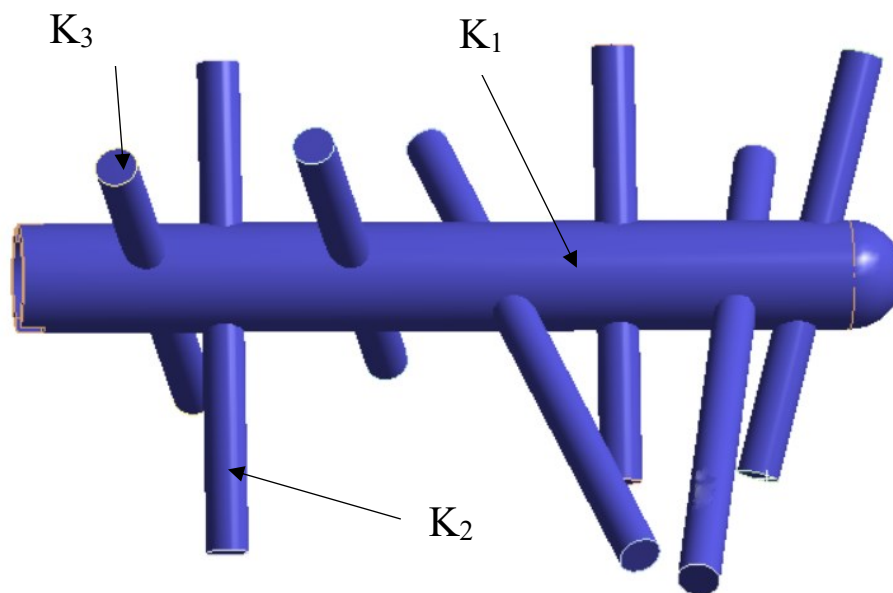
17 PEVNOSTNÍ ANALÝZA PATNÍHO HŘEBU C-NAIL (APLIKACE PRUŽNÉHO PODKLADU – ŘEŠENÍ BEZ PŘÍMÉHO VLIVU CALCANEA)

Autor se již ve své diplomové práci [4] zabýval pevnostní analýzou patního hřebu C-NAIL, kde byla interakce s patní kostí nahrazena teorií konstrukcí na pružném podkladu, viz [4]. Pružné podloží bylo aplikováno po celé ploše patního hřebu, dále pak po obvodu šroubů a také na jejich koncích, viz Obr. 17. 1. Hodnoty pružného podloží jsou uvedeny v Tab. 17. 1.

V diplomové práci byly porovnávány pevnostní výpočty patního hřebu s použitím 6 či 7 zajišťovacích šroubů. Příklad jednoho z výsledků je k nahlédnutí na Obr. 17. 2.

Umístění	Modul podloží	Hodnota
Radiální směr šroubů	K_1	5 N/mm^3
Axiální směr šroubů	K_2	10 N/mm^3
Patní hřeb C-NAIL	K_3	$3,5 \text{ N/mm}^3$

Tab. 17. 1 - Hodnoty pružného podloží

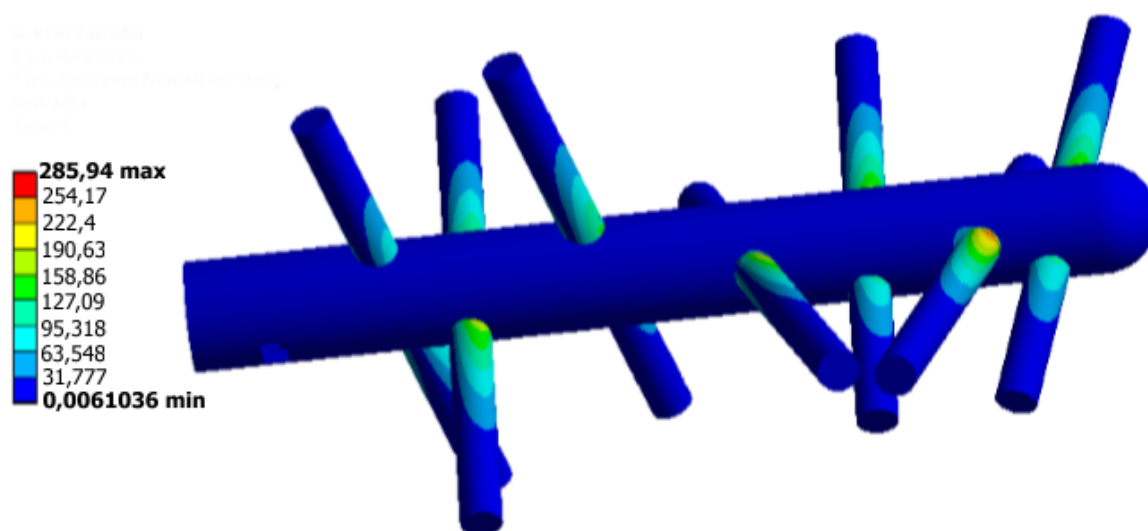


Obr. 17. 1 - Aplikace pružného podkladu hřebu C-NAIL, bez přímé interakce s calcaneem (Ansys software)

Tělesa na pružném podkladu (podloží) patří mezi staticky neurčité úlohy mechaniky. Jsou to tělesa, která jsou spojitě podepřena nebo obklopena podložími buď po celé ploše, nebo jen z části své délky plochy. Vlivem zatížení se těleso deformuje a vtlačuje do elastického

podloží. Úlohy řešení konstrukcí na pružném podkladu se vyskytují při řešení různých konstrukcí strojírenského nebo stavebního průmyslu a také v biomechanice.

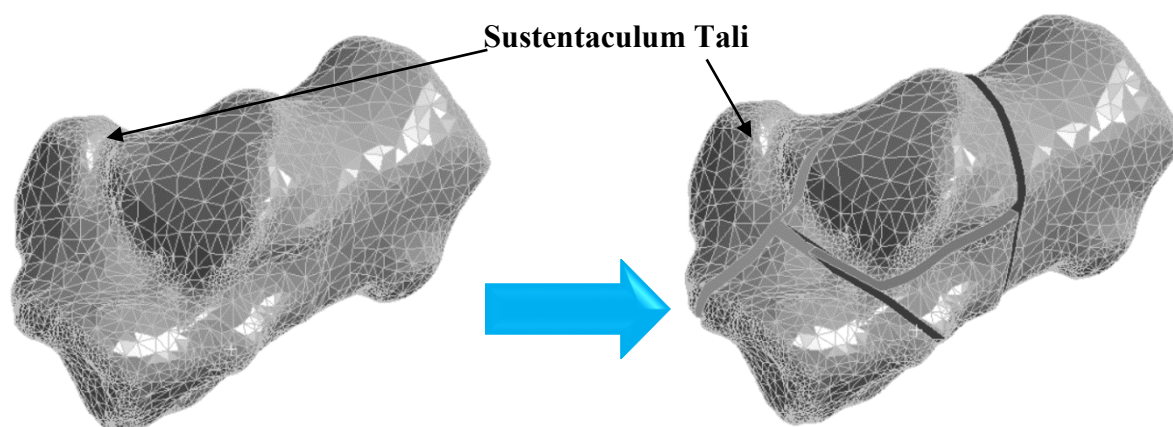
Pružný podklad, tj. spojitě rozložená pružina, vhodně a velmi jednoduše nahrazuje velmi složitou interakci C-NAILu a Calcanea.



Obr. 17. 2 - Průběh redukovaného napětí na patním hřebu /MPa/ (Ansys software) [40]

18 PEVNOSTNÍ ANALÝZA PATNÍHO HŘEBU C-NAIL V INTERAKCI S CALCANEEM

Pevnostní analýza patního hřebu C-NAIL byla provedena na modelech patních kostí, jenž byly rozřezány na 7 fragmentů, odpovídajícím zlomeninám dle klasifikace Sanders IIB, viz OBR. 18. 1 a OBR. 18. 2, podobně jako v experimentu, viz kapitola 16. Řešení prezentované v této kapitole je složitější než řešení v kapitole 17, kde se využilo efektivního nahrazení složité interakce C-NAILu a calcanea pomocí pružného podkladu.

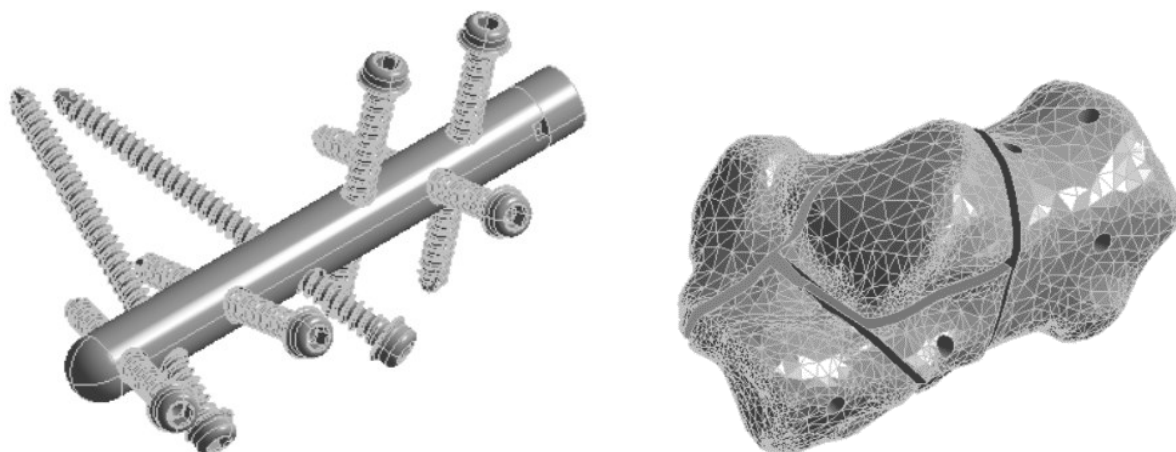


Celistvá kost

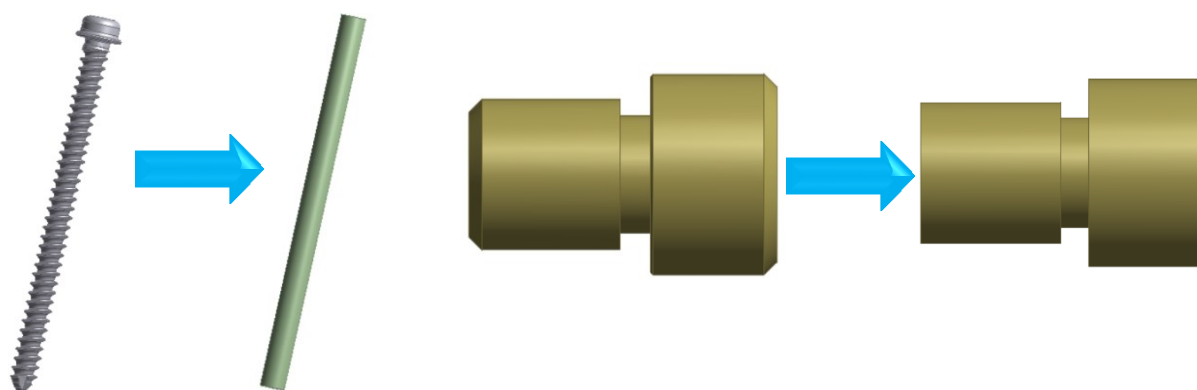
Zlomená kost

Obr. 18. 1 - Úprava modelu kosti pro výpočty

Model patního hřebu C-NAIL obsahoval konstrukční detaily, které nebyly pro výpočet nezbytné, pro dosažení kratšího výpočtového času byly jednotlivé části patního hřebu C-NAIL zjednodušeny a opraveny. Fixační šrouby byly uvažovány bez inbusové hlavy a jejich závit byly nahrazeny válcovou plochou. Zátka, která prodlužuje délku patního hřebu, byla zbavena sražení hran, viz Obr. 18. 3, (obvyklé zjednodušení výpočtového modelu).

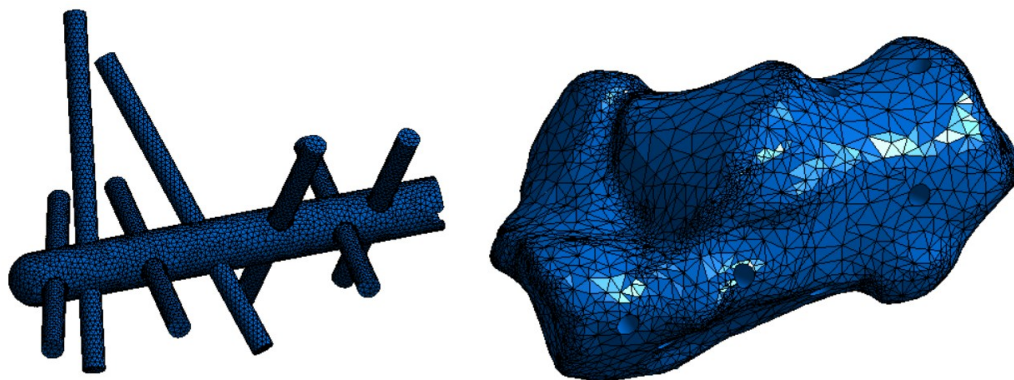


Obr. 18. 2 - Geometrické modely patního hřebu a zlomené patní kosti připravené pro aplikaci C-NAILu



Obr. 18. 3 - Geometrické modely patního hřebu a zlomené patní kosti připravené pro aplikaci C-NAILu

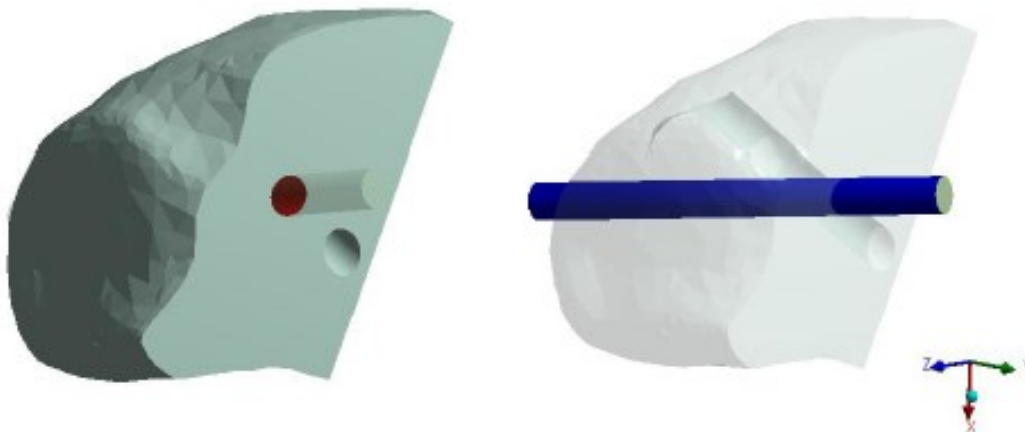
Na základě geometrického modelu patního hřebu a původního modelu patní kosti byl vytvořen konečnoprvkový model. Patní hřeb je tvořen 84 534 elementy a 133 259 uzlů. Zlomená patní kost je tvořena 49 955 elementy a 88 330 uzly, viz Obr. 18. 4.



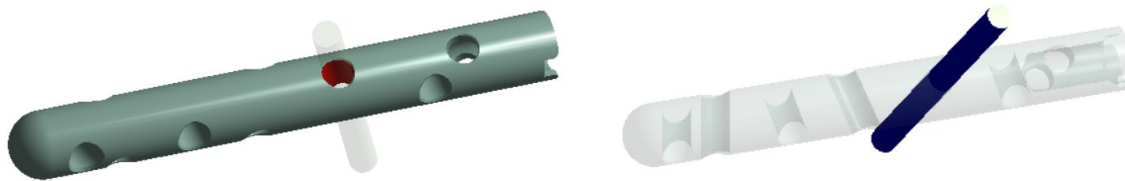
Obr. 18. 4 - Výpočtový model patního hřebu a patní kosti (Ansys software)

Pevné spojení pomocí kontaktu bonded bylo definováno, stejně jako při výpočtu zdravé kosti, tj. mezi solidy z epoxidového tmelu, solidy z konstrukční oceli a jím odpovídající kloubní plochy patní kosti. Uvažuje se stav, kdy kost není srostlá a celé zatížení je přenášeno patním hřebem. Proto mezi jednotlivými fragmenty patní kosti nejsou definovány žádné mechanické kontakty. V tomto případě nemůže být ve výpočtech zahrnut případný vzájemný pohyb jednotlivých fragmentů. Patní hřeb C-NAIL je ale navržen tak, aby k tomuto jevu, který je z lékařského hlediska nežádoucí, nedocházelo.

Mechanické kontakty jsou dále definovány mezi jednotlivými šrouby a jednotlivými fragmenty kosti a také mezi šrouby a jejich otvory na patním hřebu, viz Obr. 18. 5 a Obr. 18. 6.



Obr. 18. 5 - Umístění bonded kontaktního na válcovou část šroubů a fragmenty kosti (Ansys software)

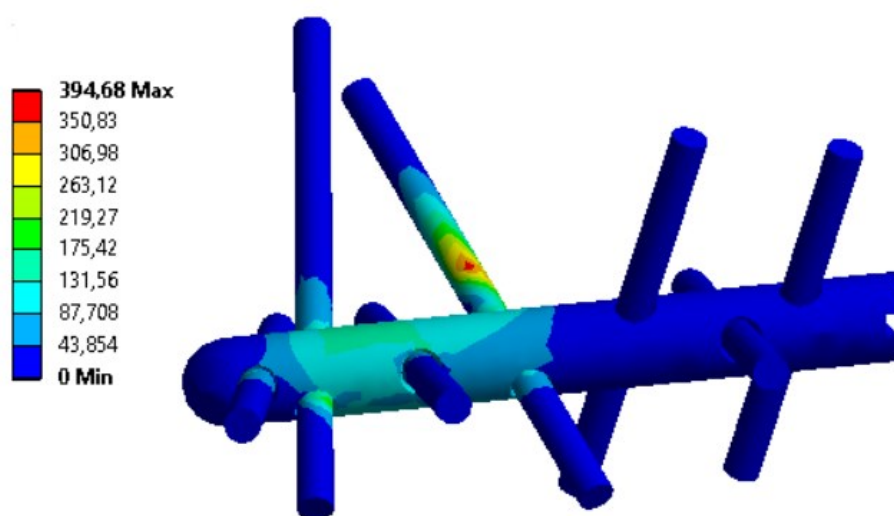


Obr. 18. 6 - Realizace bonded kontaktu na válcovou část šroubů a patní hřeb C-NAIL (Ansys software)

Tato analýza je simulací extrémní situace, ke které by nemělo v realitě běžně dojít, tento stav si je možno představit jako pomalou chůzi po nesrostlé patní kosti. Pevnostní analýza byla provedena v software Ansys Workbench 16.1.

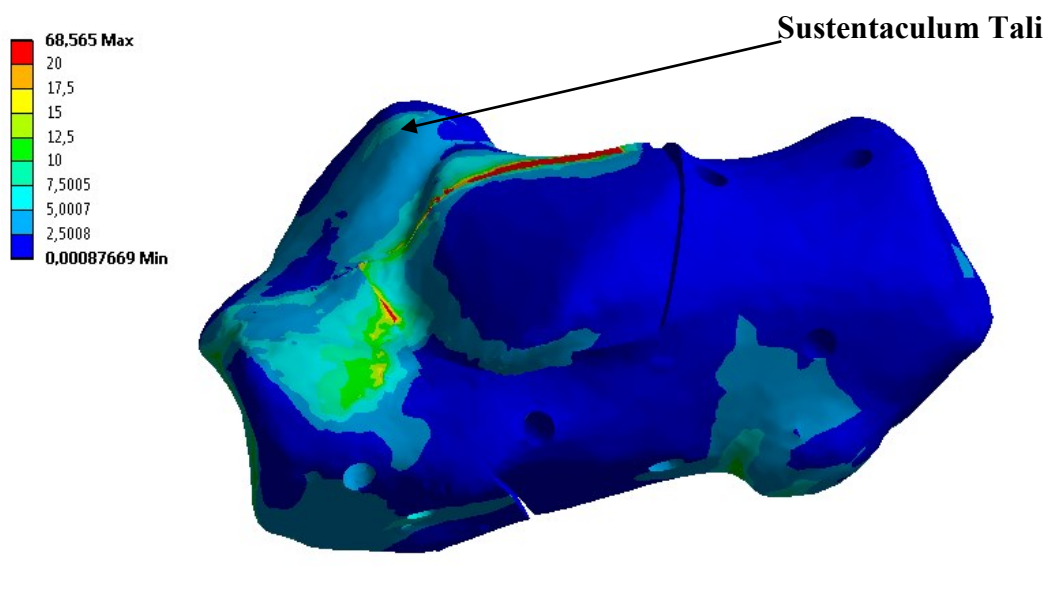
18.1 VÝSLEDKY ANALÝZY MKP PATNÍHO HŘEBU C-NAIL (PATNÍ KOST – MEDIN A.S. – MUDR. POMPACH)

Maximální redukované napětí dle teorie HMM (cca 394 MPa) se nachází na šroubu procházejícím přes fragmenty patní kosti, viz Obr. 18. 7, (úlolek patní kosti se sustentaculum tali, viz Obr. 6. 2). Střední horní díl (úlolek patní kosti s posterior facet, viz Obr. 6. 2) patní kost má snahu pohybovat se směrem dolů, což způsobuje zvýšené napětí. Převážnou část zatížení tedy přenáší patní hřeb C-NAIL a to z důvodu absence kontaktů mezi jednotlivými fragmenty patní kosti.



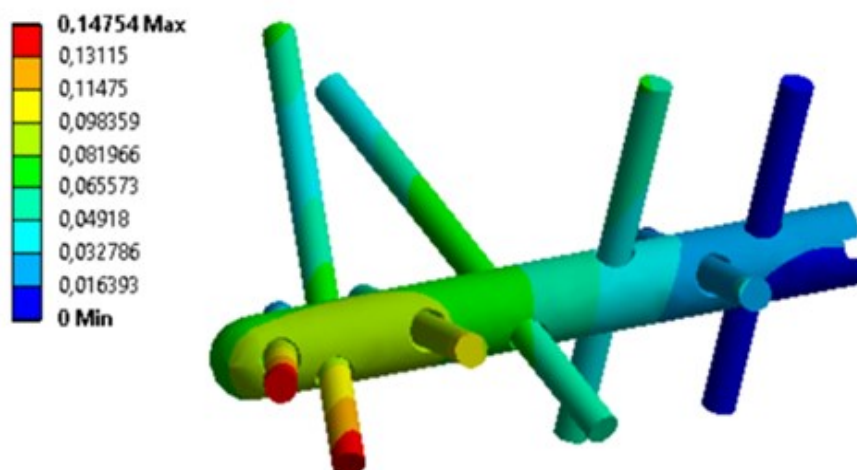
Obr. 18. 7 - Rozložení redukovaného napětí na patním hřebu, dle teorie HMM /MPa/

Napětí na patní kosti je oproti patnímu hřebu zanedbatelné, jeho výše je cca 68 MPa a nachází se v místě opěru kosti o veterinární cement, viz Obr. 18. 8.



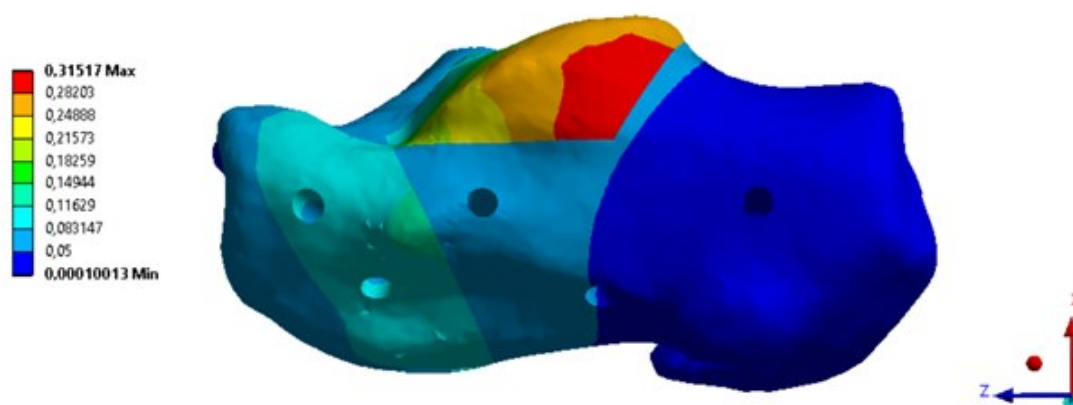
Obr. 18. 8 - Rozložení redukovaného napětí na patní kosti, dle teorie HMM /MPa/

Průběh celkových posuvů na patním hřebu je znázorněn na Obr. 18. 9. Velikost těchto posuvů je cca 0, 15mm.



Obr. 18. 9 - Průběh celkových posuvů patního hřebu /mm/ (patní kost – Medin a.s. – MUDr. Pompach), (Ansys software)

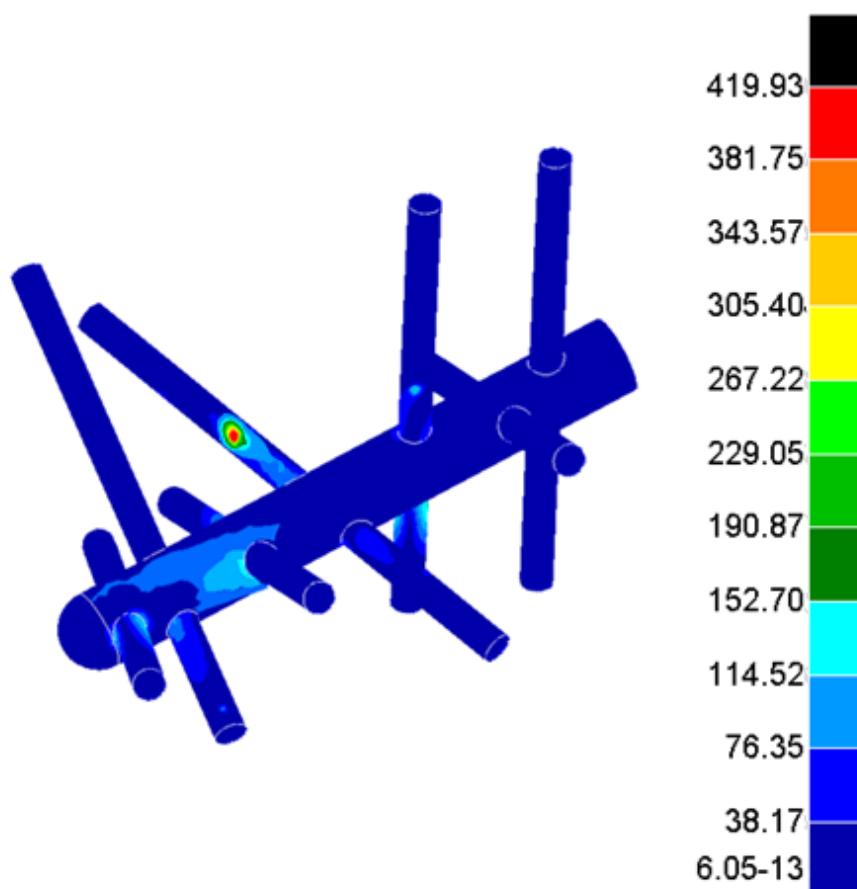
Velikost celkových posuvů na patní kosti je znázorněn na Obr. 18. 10. Nejvyšších posuvů dosahuje úlomek patní kosti s posteior facet, velikost těchto posuvů je cca 0,31 mm.



Obr. 18. 10 - Průběh celkových posuvů patního hřebu /mm/ (patní kost – Medin a.s. – MUDr. Pompach), (Ansys software)

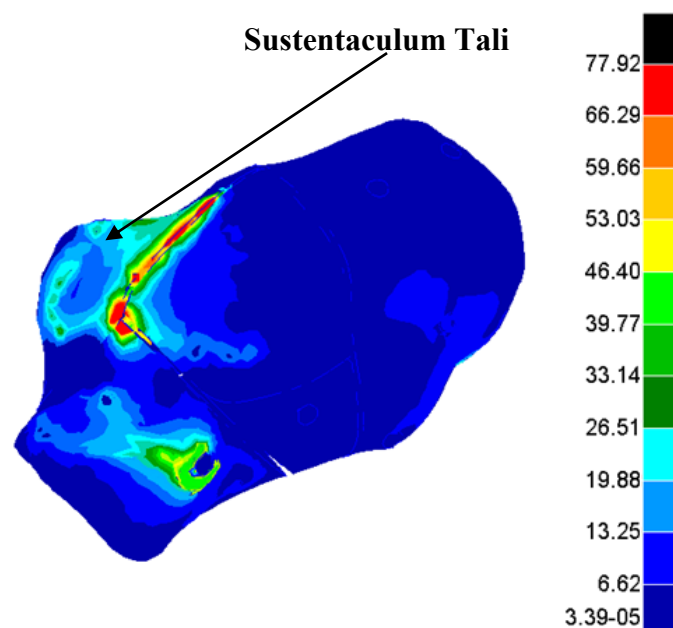
18.2 VÝSLEDKY ANALÝZY MKP PATNÍHO HŘEBU C-NAIL S CALCANEEM (PATNÍ KOST VYTVOŘENÁ Z CT SNÍMKŮ – 100 MATERIÁLŮ)

Maximální redukované napětí dle teorie HMM (cca 420 MPa) se nachází na šroubu procházejícím přes fragmenty patní kosti, Obr. 18. 11, (úlolek patní kosti se sustentaculum tali, viz Obr. 6. 2). Střední horní díl (úlolek patní kosti s posterior facet, viz Obr. 6. 2) patní kost má snahu pohybovat se směrem dolů, což způsobuje toto zvýšené napětí. Značnou část zatížení přenáší patní hřeb C-NAIL a to z důvodu chybějících kontaktů mezi jednotlivými fragmenty patní kosti.



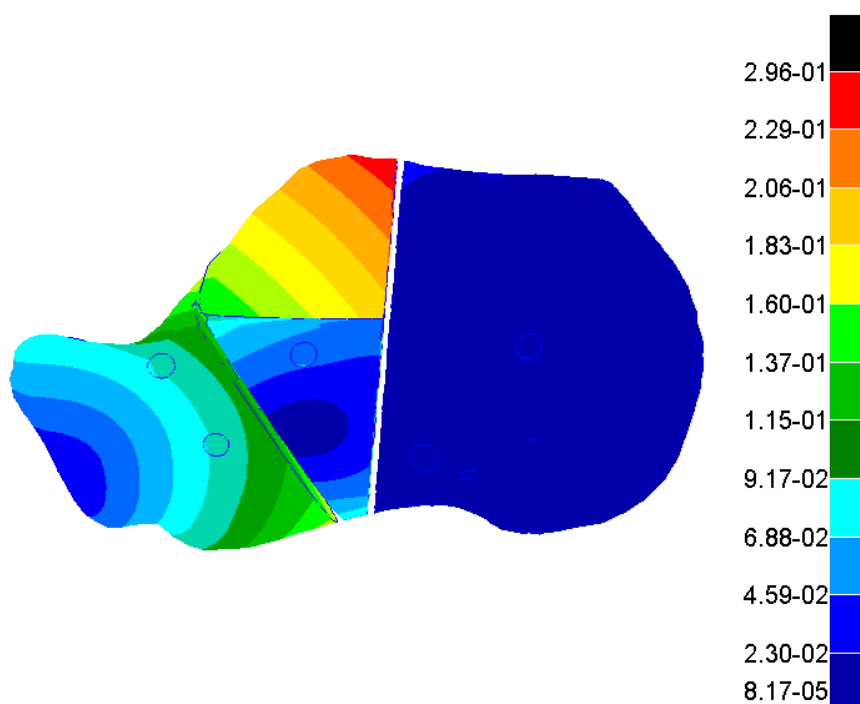
Obr. 18. 11 - Rozložení redukovaného napětí na patním hřebu dle hypotézy HMM /MPa/

Napětí na patní kosti je oproti patnímu hřebu zanedbatelné, jeho výše je cca 78 MPa, viz Obr. 18. 11, a nachází se v místě opěru kosti o veterinářský cement.



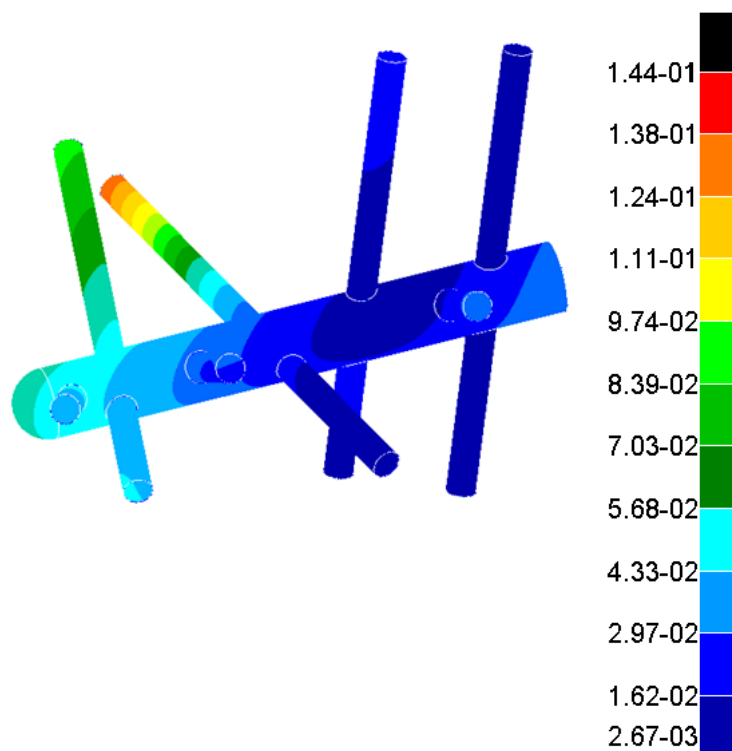
Obr. 18. 12 - Rozložení redukovaného napětí na patní kosti dle hypotézy HMH /MPa/

Velikost celkových posuvů na patní kosti je znázorněn na Obr. 18. 12. Nejvyšších posuvů dosahuje úlomek patní kosti s posteior facet, velikost těchto posuvů je cca 0,29 mm, viz Obr. 18. 13.







Obr. 18. 13 - Průběh celkových posuvů na patní kosti /mm/ (patní kost vytvořená z CT snímků – 100 materiálů), (MSC Patran software)

Průběh celkových posuvů na patním hřebu je znázorněn na Obr. 18. 14. Velikost posuvů je cca 0,14 mm.



Obr. 18. 14 - Průběh celkových posuvů na patním hřebu /mm/ (patní kost vytvořená z CT snímků – 100 materiálů), (MSC software)

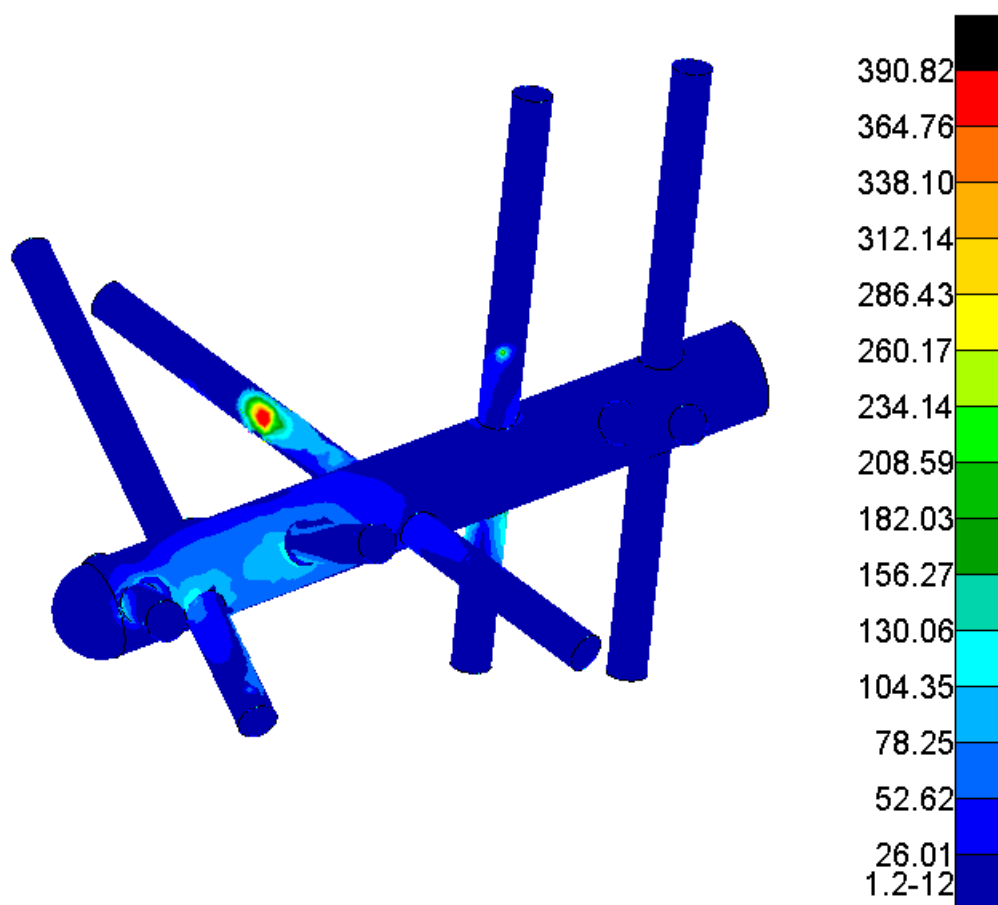
Jak již bylo dříve uvedeno prvotní výpočty byly provedeny na patní kosti po fraktuře se sníženým tělem kosti. Oproti výsledkům posuvů patního hřebu s použitím původního modelu patní kosti (v této práci označen jako patní kost – MEDIN) jsou tedy maximální posuvy na odlišných místech. Toto odlišné zobrazení je způsobeno rozdílnými tvarovými charakteristikami jednotlivých kostních modelů (rozdíl v anatomii), kde je patrný tvarový rozdíl jednotlivých modelů, viz Tab. 18. 1.

<i>Patní kost - Medin</i>	<i>Patní kost - FNO</i>
	
	

Tab. 18. 1 - Tvarové odlišnosti používaných modelů patní kosti

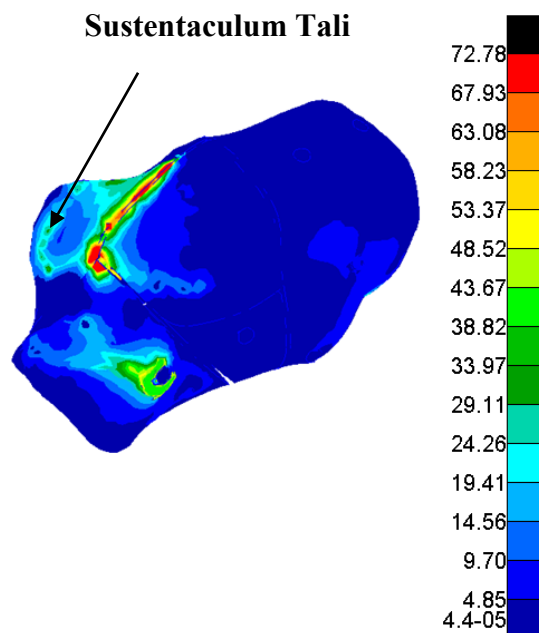
18.3 VÝSLEDKY ANALÝZY MKP PATNÍHO HŘEBU C- NAIL S CALCANEEM (PATNÍ KOST VYTVOŘENÁ Z CT SNÍMKŮ – 1 MATERIÁL)

Maximální redukované napětí dle teorie HMM (cca 390 MPa) se nachází na šroubu procházejícím přes fragmenty patní kosti, viz Obr. 18. 15, (úlolek patní kosti se sustentaculum tali, viz Obr. 6. 2). Střední horní díl (úlolek patní kosti s posterior facet, viz Obr. 6. 2) patní kost má snahu pohybovat se směrem dolů, což způsobuje zvýšené napětí. Převážnou část zatížení tedy přenáší patní hřeb C-NAIL a to z důvodu absence kontaktů mezi jednotlivými fragmenty patní kosti.



Obr. 18. 15 - Rozložení redukovaného napětí na patním hřebu dle hypotézy HMM /MPa/ (patní kost vytvořená z CT snímků – 1 materiál), (MSC Patran software)

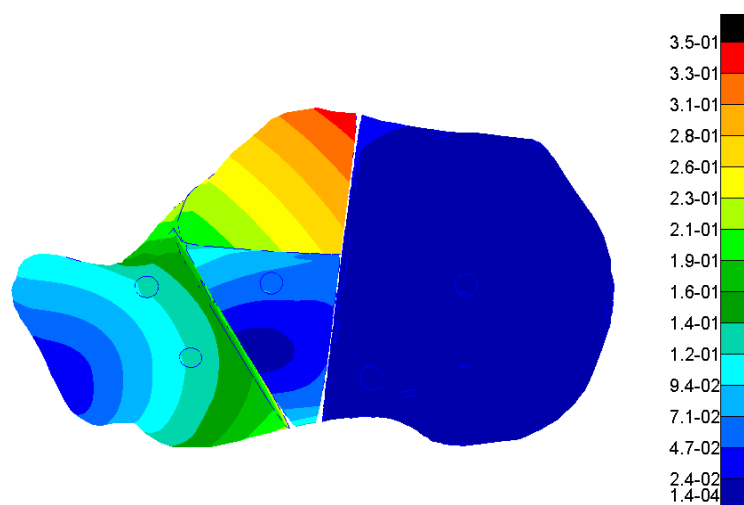
Napětí na patní kosti je oproti patnímu hřebu zanedbatelné, jeho výše je cca 72, 8 MPa, a nachází se v místě opěru kosti o veterinářský cement, viz Obr. 18. 16.



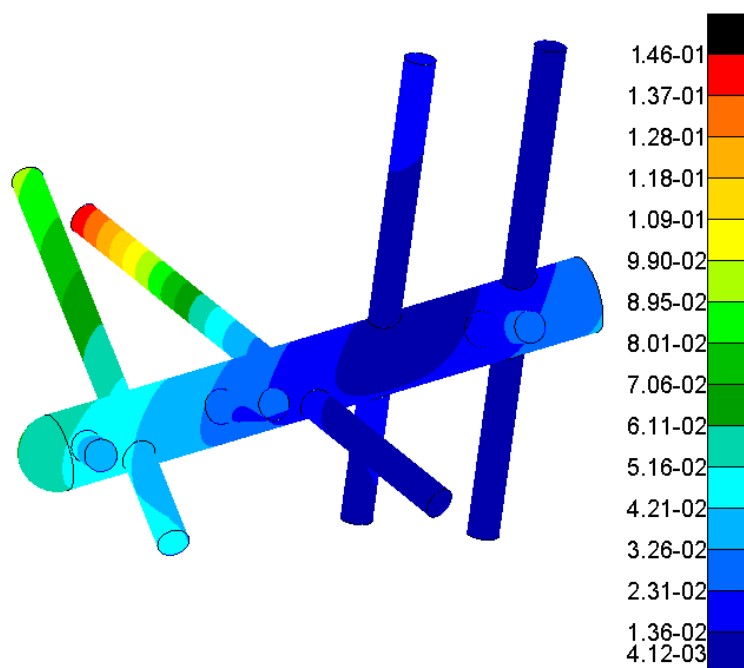
Obr. 18. 16 - Rozložení redukovaného napětí na patní kosti dle hypotézy HMM /MPa/ (patní kost vytvořená z CT snímků – 1 materiál), (MSC Patran software)

Velikost celkových posuvů na patní kosti je znázorněno na Obr. 18. 17. Nejvyšších posuvů dosahuje úlomek patní kosti s posterior facet, velikost těchto posuvů je cca 0,35 mm.

Průběh celkových posuvů na patním hřebu je znázorněn na Obr. 18. 18. Hodnota největších posuvů se pohybuje okolo 0,146 mm.



Obr. 18. 17 - Průběh celkových posuvů na patní kosti /mm/ (patní kost vytvořená z CT snímků – 1 materiál), (MSC Patran software)



Obr. 18. 18 - Průběh celkových posuvů na patním hřebu /mm/(patní kost vytvořená z CT snímků – 1 materiál), (MSC Patran software)

Z výsledků redukovaného napětí σ_{HMH} , viz Tab. 18. 2, jsou vidět rozdíly mezi jednotlivými vypočtenými hodnotami. Nejnižší hodnotu napětí vykazuje použití modelu popsaného se 100 různých materiálů, naopak nejvyšší hodnota se projevuje u patního hřebu s použitím modelu patní kosti, která byla popsána konstantním modulem pružnosti dle střední hodnoty Hounsfieldovy jednotky.

	Vypočtené napětí σ_{HMH} /MPa/	Procentuální rozdíl /%/
100 různých materiálů pro patní kost z CT snímků, viz kapitola 14.2, $\mu = 0,34$ $E \in <81 - 16\,387>$	419, 9	0
Konstantní modul pružnosti (patní kost – Medin), viz kapitola 14.1 $E = 7\,300$ MPa , $\mu = 0,34$	394, 7	6,012
Konstantní modul pružnosti pro patní kost z CT snímků viz kapitola 14.3 $E = 8143$ MPa, $\mu = 0,34$	390, 8	6,932

Tab. 18. 2 - Celkové výsledky redukovaného napětí dle teorie HMH /MPa/

Z výsledků deformační analýzy je zřejmé, že modul pružnosti patní kosti ovlivňuje výsledné posuvy patního hřebu minimálně, viz Tab. 18. 3. Procentuální rozdíl výsledků se pohybuje okolo 2,5 %

	Vypočtené posuvy Δ /mm/	Procentuální rozdíl /%/
100 různých materiálů pro patní kost z CT snímků, viz kapitola 14.2, $\mu = 0,34$ $E \in <81 - 16\,387>$	0,144	0
Konstantní modul pružnosti (patní kost – Medin), viz kapitola 14.1 $E = 7\,300 \text{ MPa}$, $\mu = 0,34$	0,147	2,37
Konstantní modul pružnosti pro patní kost z CT snímků viz kapitola 14.3 $E = 8143 \text{ MPa}$, $\mu = 0,34$	0,146	1,36

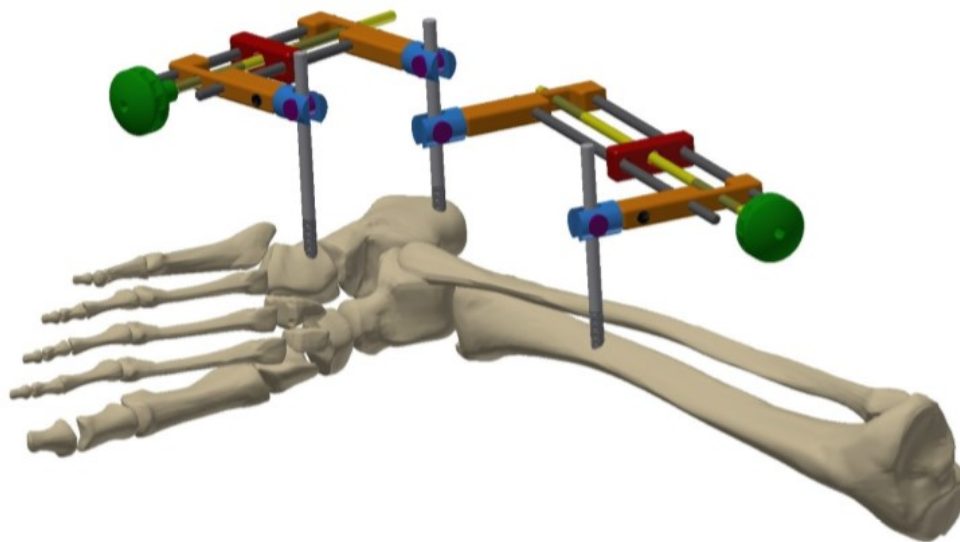
Tab. 18. 3 - Celkové výsledné posuvy patního hřebu /mm/

Rozdíly v napětí a také posuvech zřejmě odpovídají realitě, každý člověk má jinou strukturu vnitřní části kosti (spongiózy). Její skladba záleží na mnoha faktorech např. na pohlaví, věku, životním stylu, genetických předpokladech a také fyzické kondici.

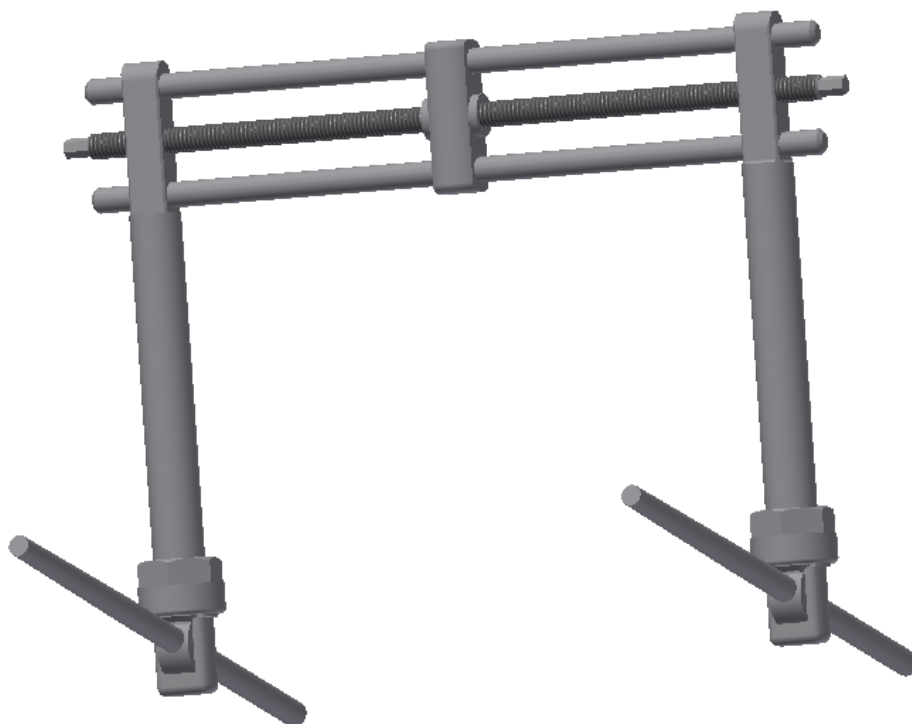
Patní hřeb C-NAIL, je dle výsledků pevnostně správně navržen a je možné jej doporučit do lékařské praxe.

19 PEVNOSTNÍ ANALÝZA DISTRAKTORU

Distraktor, viz kapitola 9, sloužící pro prostorovou repozici zlomeniny patní kosti byl navrhnout v rámci bakalářské práce [66] studentem Jakubem Povýšilem (Katedra výrobních strojů a konstruování, VŠB, 2014). Koncept vytvořený v této práci, viz Obr. 19. 1, byl zdokonalen multidisciplinárním řešitelským týmem, VŠB +FNO (Ing. Tomáš Kubín Ph.D., Ing. Oldřich Učeň Ph.D., Bc. Jakub Povýšil, doc. Ing. Karel Frydryšek, Ph.D., Ing. František Sejda, Ing. Vojtěch Bajtek, doc. MUDr. Leopold Pleva Csc.), viz Obr. 19. 2.

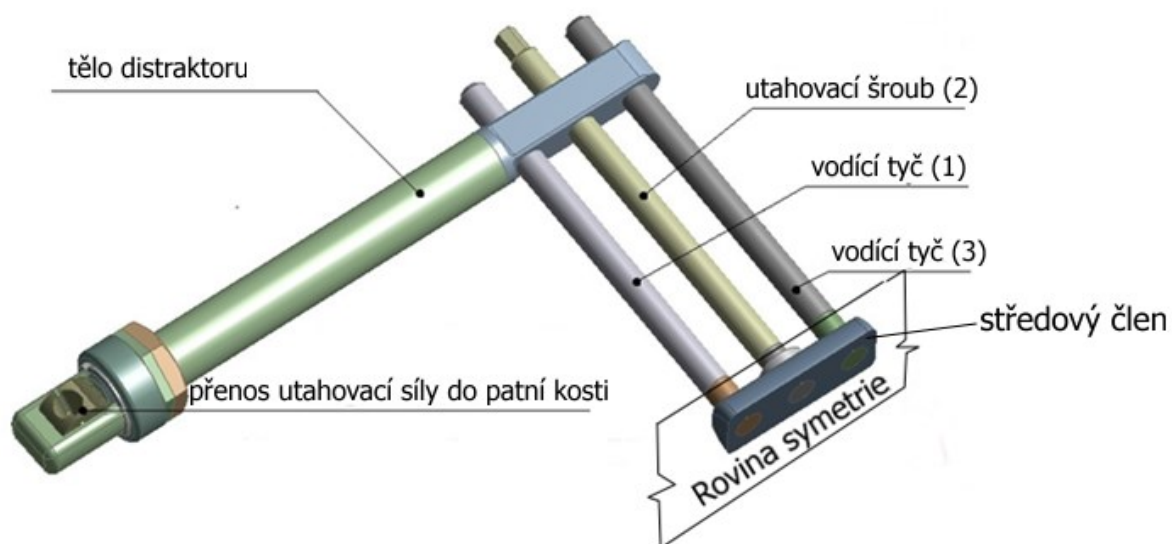


Obr. 19. 1 - Původní návrh distraktoru [42]



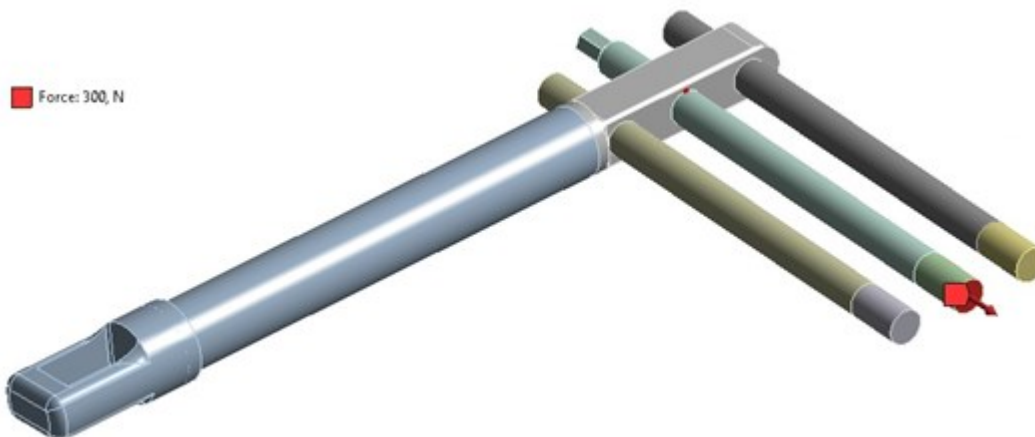
Obr. 19. 2 - Upravená verze distraktoru

Funkce tohoto distraktoru spočívá v utahování šroubu, díky kterému se posouvá tělo distraktoru a přes jeho spodní část přenáší utahovací sílu na patní kost. Tělem distraktoru prochází dvě vodící tyče, které korigují jeho posuvný pohyb. Vodící tyče a utahovací šroub mají uprostřed svých délek středový člen, viz Obr. 19. 3.



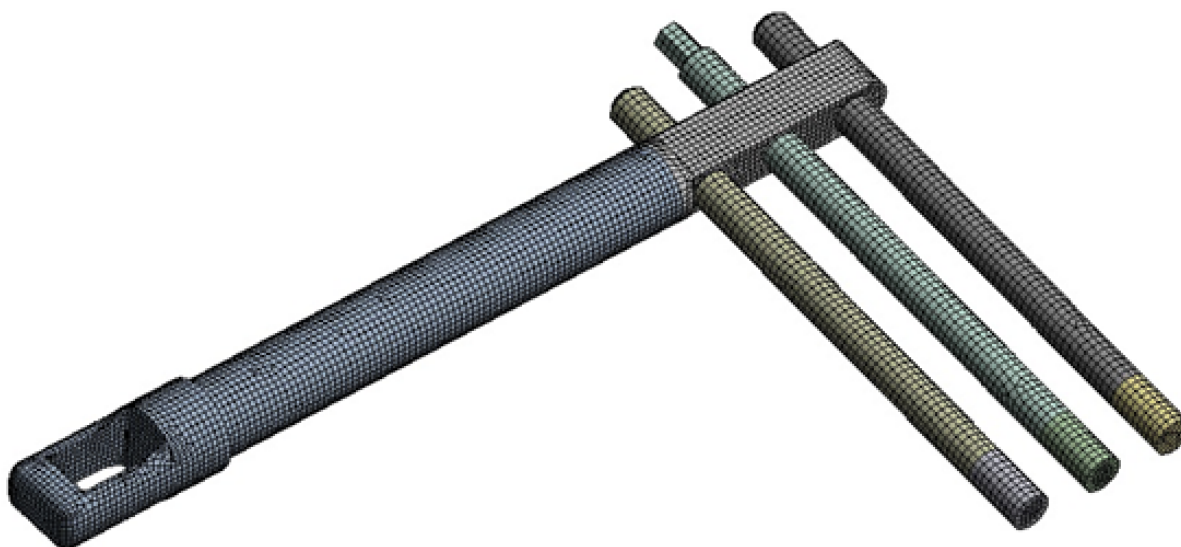
Obr. 19. 3 – Okrajové podmínky

Na šroub distraktoru působí axiální síla od jeho utahování. Pro výpočet byla použita síla $F = 300\text{N}$, viz Obr. 19. 4. Síla působí kolmo na rovinu symetrie a to rovnoměrně po průřezu volného konce šroubu.



Obr. 19. 4 - Zatěžující síla

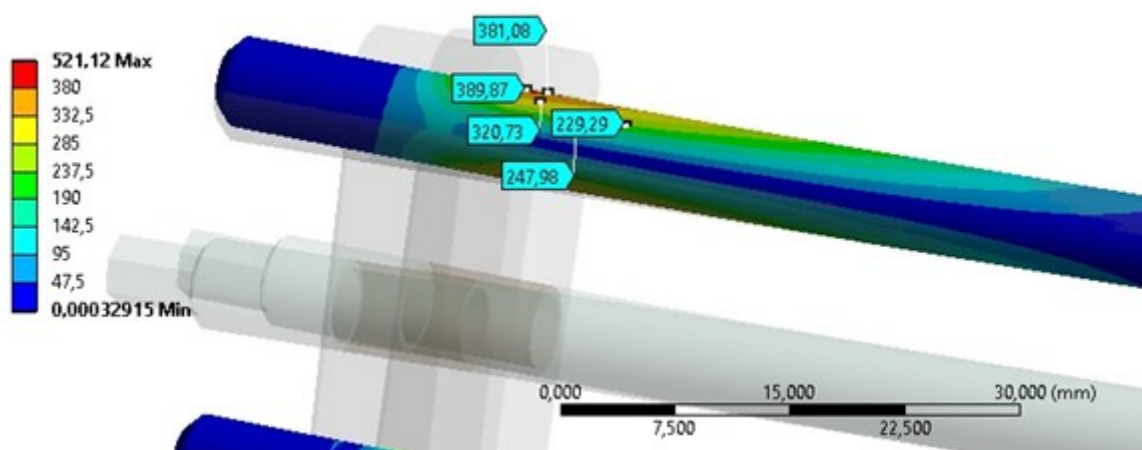
Síť je tvořena 37 287 elementy 135 294 uzly, viz Obr. 19. 5. Byly vytvořeny elementy typu TET 10 a HEX 20, u obou elementů se jedná o prvky s meziuzly a třemi stupni volnosti v každém uzlu. Síť byla zjemněna na těle distraktoru v místech otvorů pro vodící tyče.



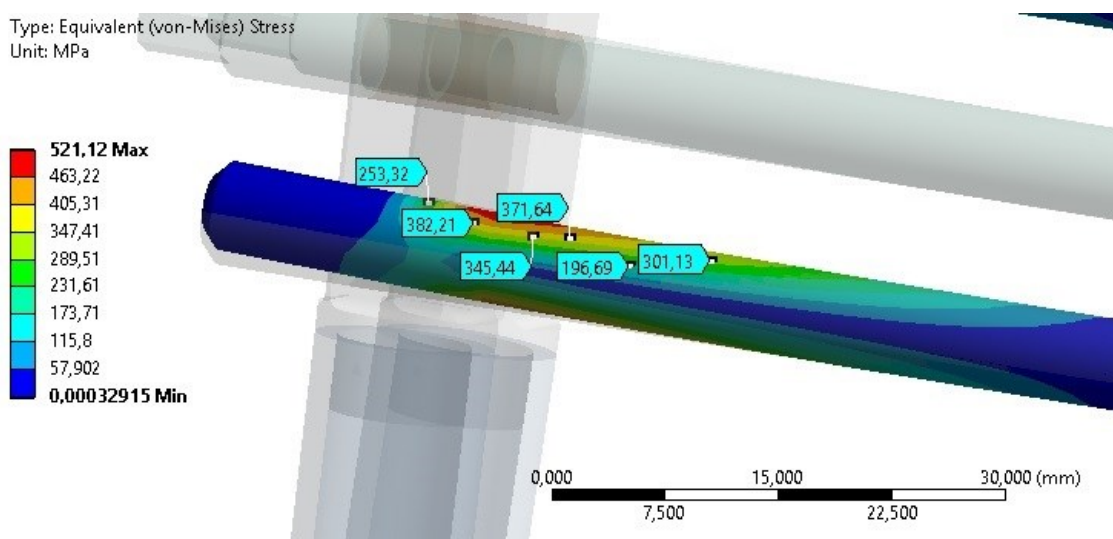
Obr. 19. 5 - Síť konečných prvků

19.1 VÝSLEDKY PEVNOSTNÍ ANALÝZY DISTRAKTORU

Redukované napětí (dle von Mises – teorie HMM) ve vodící tyči 1 dosahuje reálných maximálních hodnot cca. 450 MPa, viz Obr. 19. 6 ve vodící tyči 2 dosahuje napětí podobných hodnot, Reálná napětí zde dosahují cca 480 MPa, viz Obr. 19. 7.

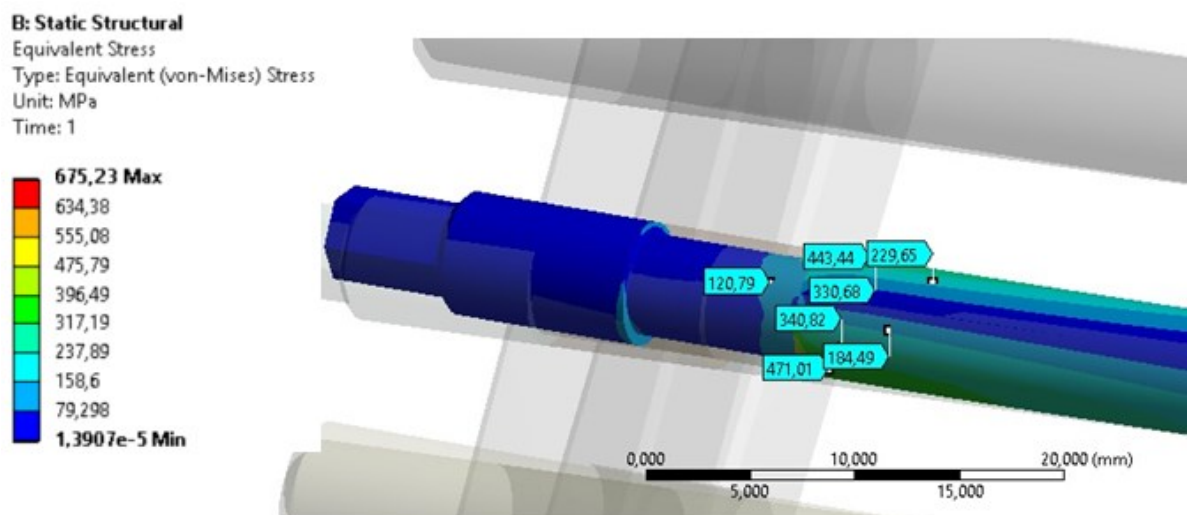


Obr. 19. 6 - Redukované napětí na vodící tyči 1 /MPa/



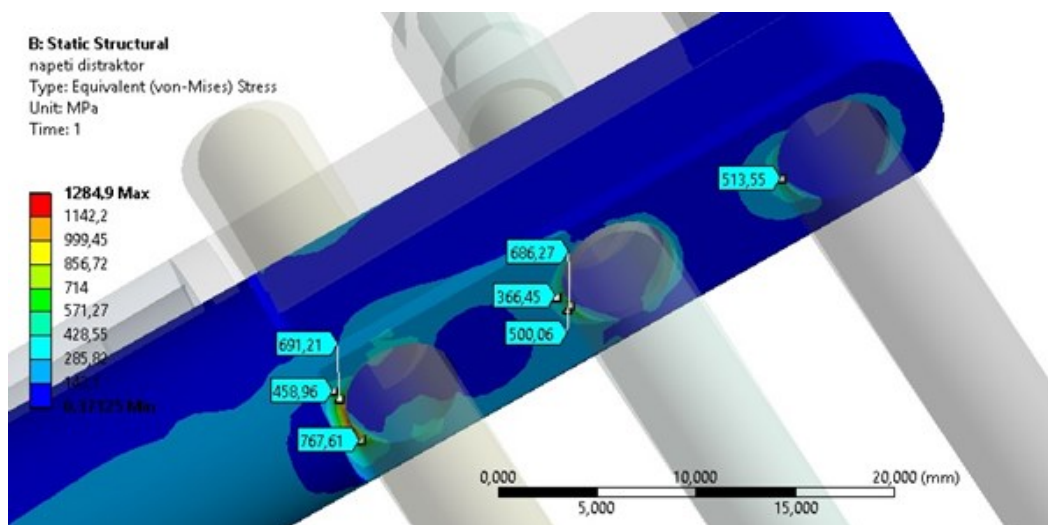
Obr. 19. 7 - Redukované napětí na vodící tyči 2 /MPa/

V utahovacím šroubu distraktoru je vyvoláno maximální redukované napětí 580 MPa, viz Obr. 19. 8. V oblasti kontaktu s tělem distraktoru dochází rovněž k vytvoření nereálné špičky napětí.



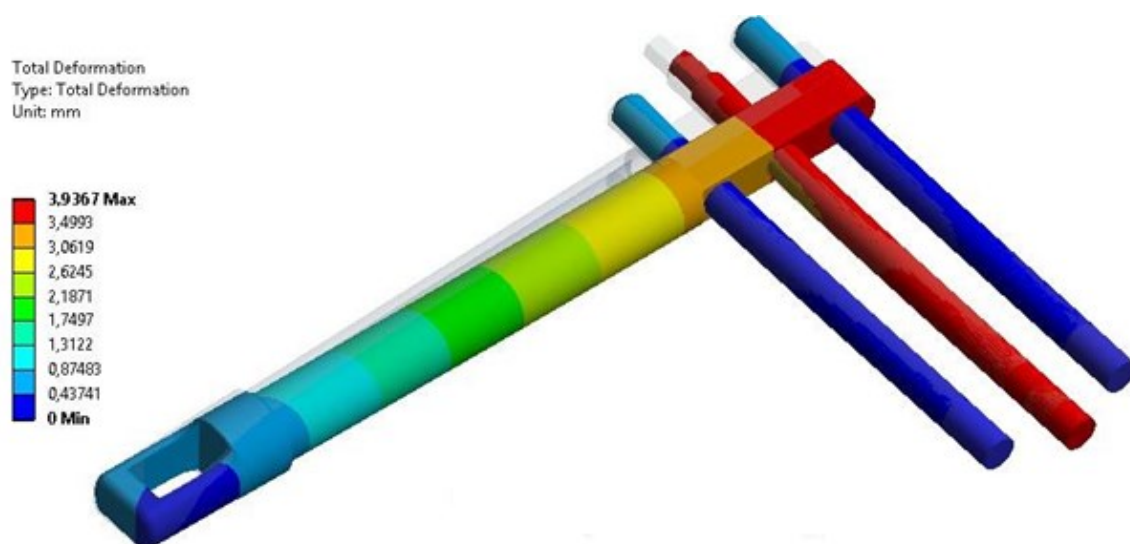
Obr. 19. 8 - Průběh redukovaného napětí na vodícím šroubu /MPa/

Maximální hodnoty redukovaného napětí v těle distraktoru převyšují maximální redukované napětí v ostatních částech distraktoru, viz Obr. 19. 9. Maximální hodnoty dosahují až 767 MPa, přičemž do této hodnoty nejsou zahrnuty špičky napětí vzniklé kontaktními páry v MKP modelu.



Obr. 19. 9 - Průběh redukovaného napětí na těle distraktoru /MPa/

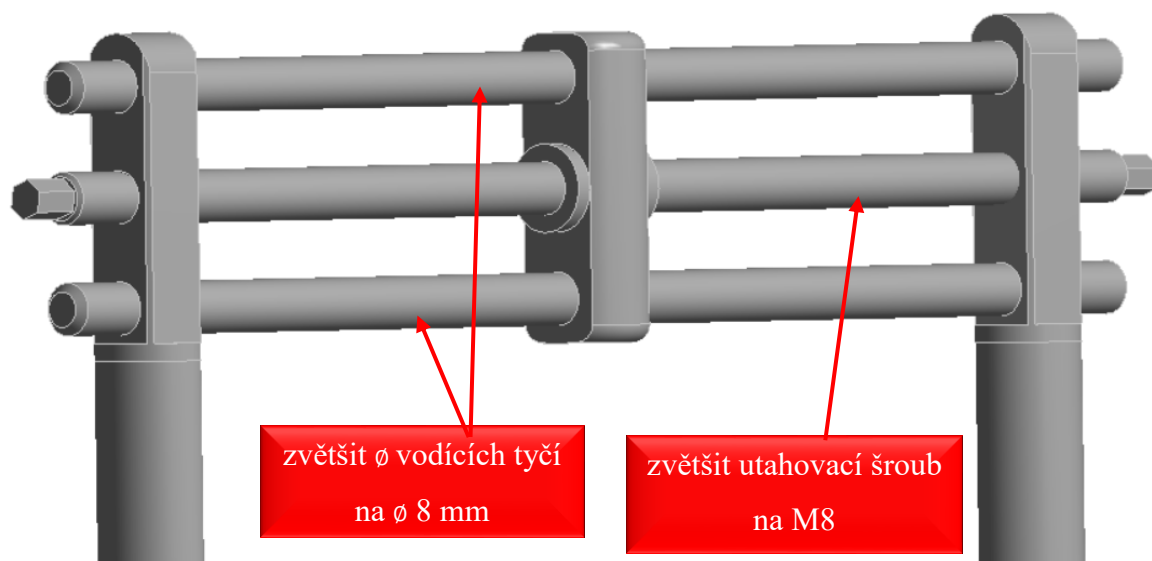
Celkové posuvy distraktoru dosahují maximální hodnoty 3,93 mm, kde největší posuvy jsou vyvolány na utahovacím šroubu, na kterém je aplikována utahovací síla, viz Obr. 19. 10.



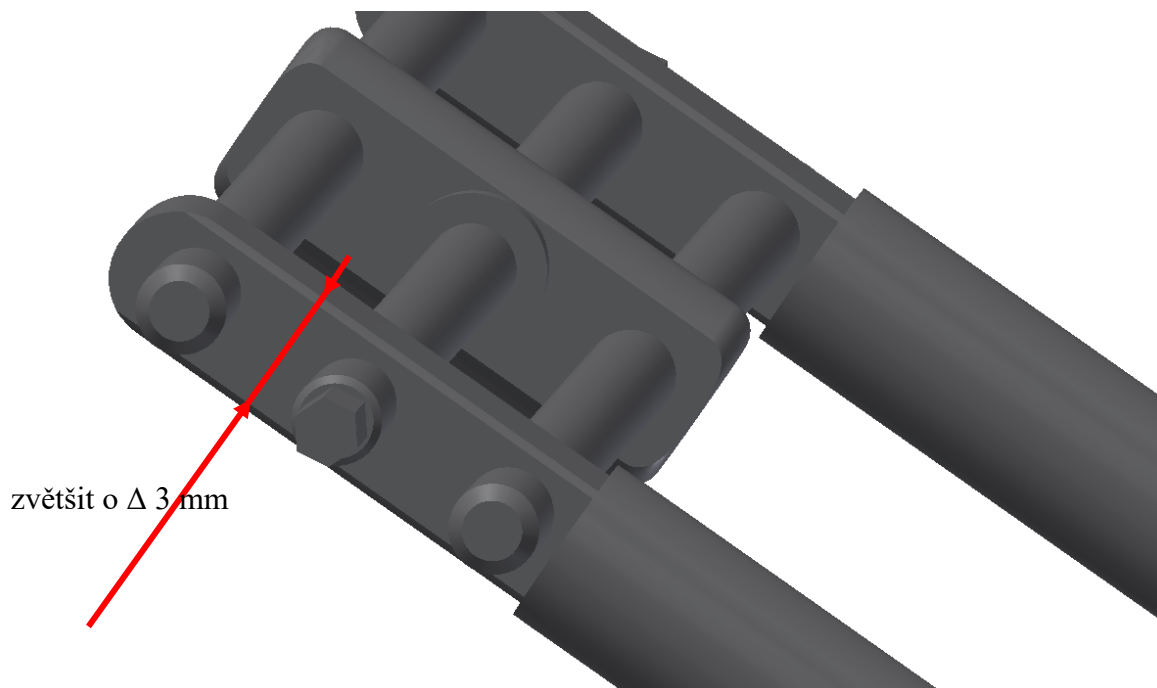
Obr. 19. 10 - Výsledné posuvy /mm/

19.2 OPTIMALIZACE DISTRAKTORU

Ze znalostí výsledků pevnostní analýzy byly navrženy geometrické změny, které mají zvýšit pevnost a tuhost stávající geometrie distraktoru. Zástupcům firmy Medin a.s. bylo navrženo změnit velikost vodících tyčí z $\varnothing 6$ mm na $\varnothing 8$ mm, viz Obr. 19. 11. Dále také nahradit utahovací šroub z velikosti M6 na M8. Změna velikosti utahovacího šroubu a vodících tyčí si také vyžádá změnu rozměrů u těla distraktoru, viz Obr. 19. 12.



Obr. 19. 11 - Návrhy změn velikosti utahovacího šroubu a vodících tyčí

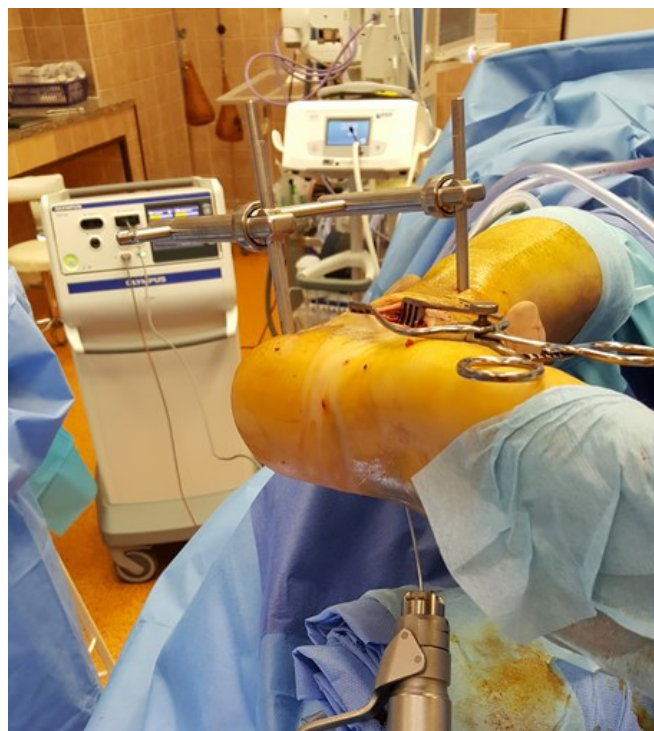


Obr. 19. 12 - Návrh změn na těle distraktoru

Optimalizační návrhy byly následně také prezentovány řešitelskému týmu projektu TAČR „Osteosyntéza zlomenin nohy a ruky“. V současnosti se v praxi využívá pozměněná verze distraktoru, viz Obr. 19. 13 a Obr. 19. 14.



Obr. 19. 13 - Použití distraktoru při operaci (foto Pompach)

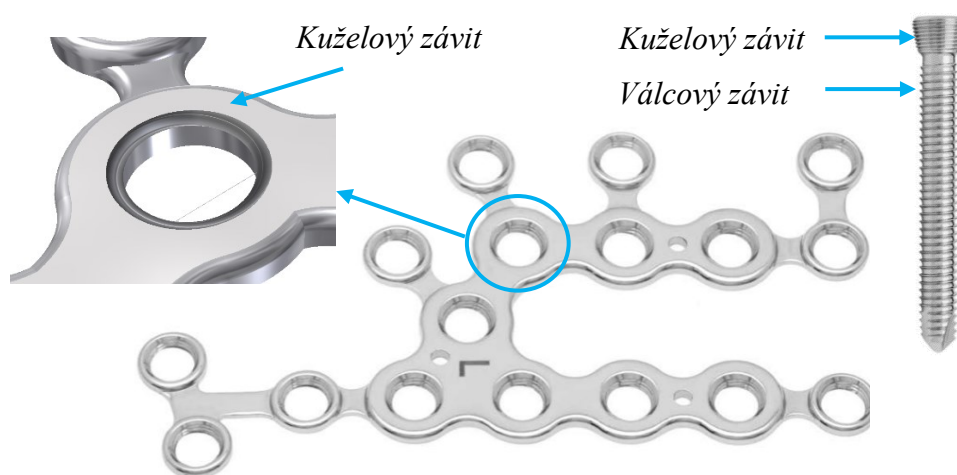


Obr. 19. 14 - Využití distraktoru při operaci (foto Pompach)

20 PROBLEMATIKA UTAHOVÁNÍ UZAMYKATELNÝCH ŠROUBŮ

Během traumatologických operací je zásadní montáž dlahy na zlomenou kost pacienta. Šroubováním šroubu do dlahy ovšem dochází k velkým kontaktním tlakům a v krajním případě je možné hlavu šroubu zničit (viz Obr. 20. 3), nebo šroub utrhnout (ukroutit celý průřez).

Toto téma se netýká pouze dlah používaných při osteosyntéze zlomenin calcanea, viz Obr. 20. 1, ale jedná se o problém všech úhlově stabilních osteosyntetických nástrojů, viz Obr. 20. 2.



Obr. 20. 1 - Dlah s uzamykatelným šroubem

Úhlově stabilní dlahy disponují, v otvorech pro šrouby, kuželovými závitmi, do kterých se umísťují speciální uzamykatelné šrouby s kuželovým závitem na hlavě, viz Obr. 20. 1.

U úhlově stabilních dlah vzniká pevné spojení mezi dlahou a šroubem (uzamčení šroubu v dlaze), proto není nezbytné dotahovat šroub tak, aby dlah dolehla ke kosti. Takto vzniká vůle mezi kostí a dlahou. Současným trendem je používání úhlově stabilních dlah, které většinou úplně nedoléhají na kost. Dle vyjádření lékařů je mezera mezi kostí a dlahou lepší pro zachování výživy.

Šroubováním šroubu do dlahy ovšem dochází k velkým kontaktním tlakům a v krajním případě je možné hlavu šroubu zničit (viz Obr. 20. 3), nebo šroub utrhnout (ukroutit celý

průřez). Toto téma se netýká pouze dlah používaných při osteosyntéze zlomenin calcanea, ale jedná se o problém všech úhlově stabilních osteosyntetických nástrojů.



Obr. 20. 2 - Dlah s otvorem pro uzamykatelný šroub



Obr. 20. 3 - Uzamykatelný šroub v dlaze

Z nejčastěji v praxi používaných šroubů byla vytvořena geometrie hlav šroubů (Autodesk Autocad 2016). Tyto modely byly následně exportovány do programu MSC Marc/Mentat, kde byly šrouby podrobeny MKP analýze. Jedná se o šrouby typu Inbus, Square, PZ, PH, Torx , viz Obr. 20. 4. Celkově bylo provedeno 5 výpočtů simulující utahování resp. uvolnění šroubů.



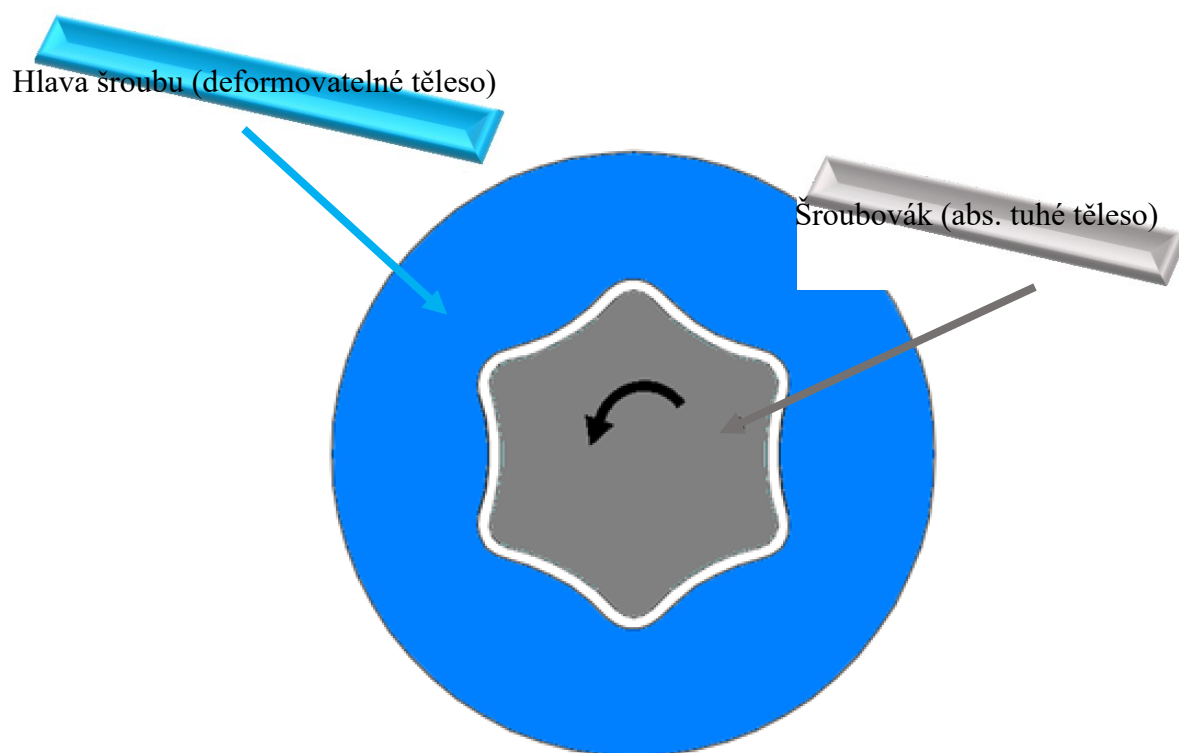
Obr. 20. 4 - Geometrie použitých hlav

Hlavy šroubu Inbus se v lékařské praxi (traumatologie, ortopedie) běžně používají a není třeba jejich použití nově klinicky testovat. Podobně je tomu také u hlav Torx, které se opět běžně používají v lékařské praxi (např. firma Synthes).

Zbývající typy hlav šroubu (Square, PH a PZ) se běžně používají nebo používaly v technické praxi, ale jejich použití v lékařství neexistuje. Nicméně jsou hlavy šroubu Square, PH a PZ použity jen jako alternativy, které používají strojní inženýři. Numerické řešení hlav šroubů Square, PH a PZ, které dávají horší výsledky než hlavy Inbus a Torx, jen podporují správnou ideu zavržení těchto tvarů hlav šroubů (tj. nevhodnost pro lékařskou praxi). Pevnostní výpočty byly provedeny v software MSC Marc.

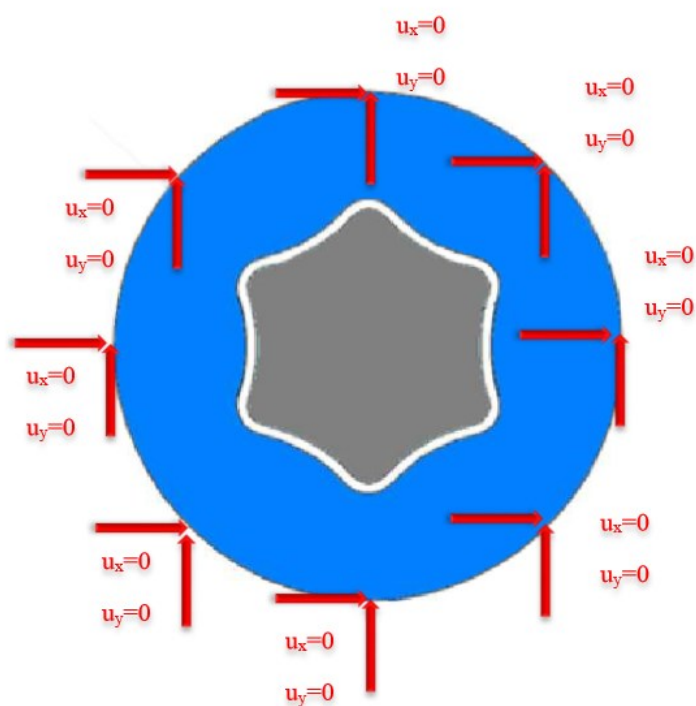
20.1 MKP MODEL

Při šroubování dochází k rotačnímu pohybu nedeformovatelného šroubováku/klíče (otáčení kolem podélné osy) s (následným kontaktem) hlavou šroubu, viz Obr. 20. 5. Při MKP analýze byl šroubovák definován jako absolutně tuhé těleso. Šroubováku byla předepsána rotační rychlost 0,0873 rad/s (odpovídá 5%/s). Hlava šroubu byla definována jako deformovatelné reálné těleso. Tření mezi oběma tělesy bylo stanoveno koeficientem Coulombova tření $f = 0,05$.



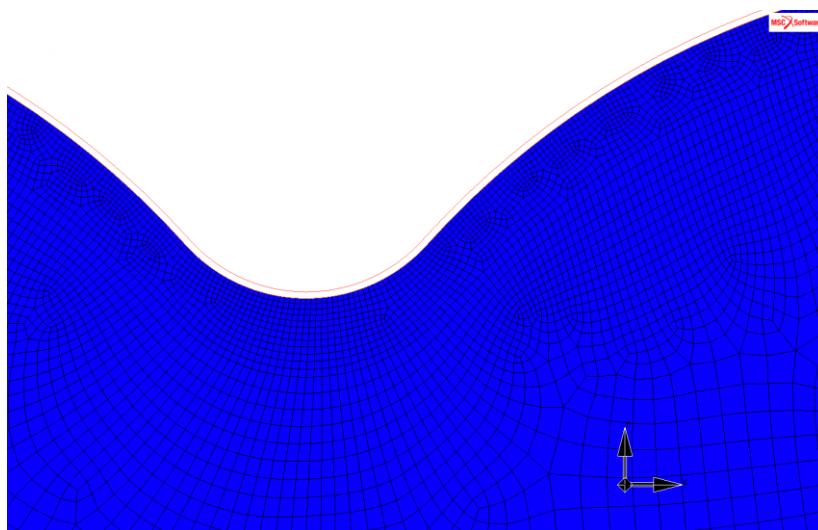
Obr. 20. 5 - Výpočtový model

Hlava šroubu byla přichycena na svém vnějším okraji (tj. vnějším poloměru) ve všech směrech (viz Obr. 20. 6), což odpovídá pevnému uchycení (hlava šroubu je pevně v dlaze).



Obr. 20. 6 - Uchycení hlavy šroubu

Na každém modelu byla síť konečných prvků zjemněna (viz Obr. 20. 7) v místech očekávaného nárůstu napětí či plastických deformací. Síť byla tvořena elementy typu quad (4 uzlový prvek).



Obr. 20. 7 - Detail zjemněné sítě konečných prvků

Všechny analýzy (5 výpočtů pro různé hlavy šroubů) byla nastaveny totožně.

Na šroubech bylo zkoumáno redukované napětí dle teorie HMM (von Mises), ekvivalentní plastická deformace a závislost utahovacího momentu na úhlu zkrutu šroubováku.

Analýzy byly počítány jako 2D (rovinná deformace) z důvodu dosažení menšího výpočetního času a náročnosti 3D úlohy. Hlavním cílem nebylo zjistit hodnoty krouticích momentů, napětí, či plastických deformací, ale spíše odolnost vůči zničení hlavy šroubu (protočení šroubováku v hlavě, ukroucení šroubu, stržení závitu aj.). Proto bylo použití 2D analýzy dostatečné.

Materiálem hlav šroubů, byla zvolena slitina s označením asm_Tita_79, která je přímo implementována v software MSC Mentat 2010, viz Tab. 20. 1.

	Označení	Hodnota
Mez kluzu /MPa/	Re	450
Mez pevnosti /MPa/	Rm	1 000
Modul pružnosti /GPa/	E	110
Únavová pevnost (10^7 cyklů) /MPa/	σ_f	289
Tvrdość dle Brinella	HB	225

Tab. 20. 1 - Mechanické vlastnosti použitého materiálu

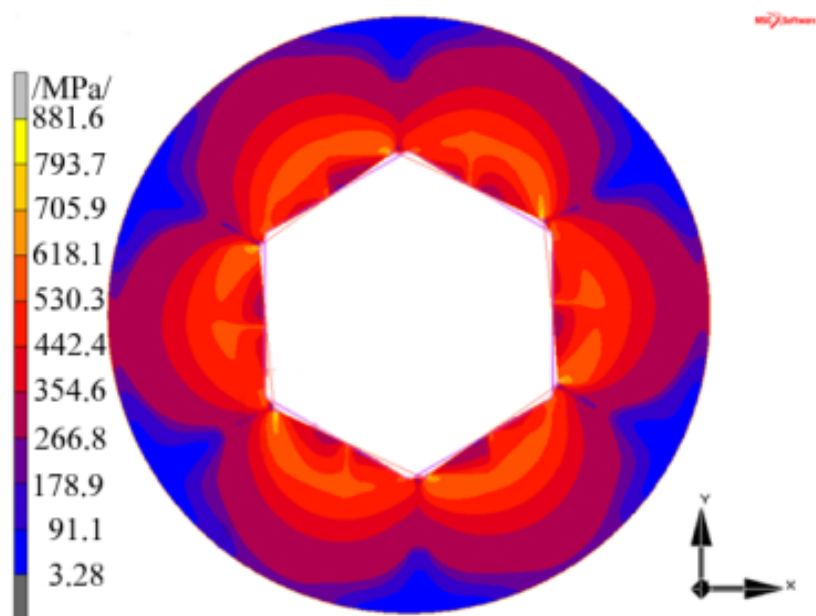
20. 2 VÝSLEDKY MKP ANALÝZY – ŠROUB INBUS

Inbusový klíč má šestiúhelníkový tvar a utahovacím nástrojem je šestihranný klíč, tzv. Allenův. Název vznikl ze zkratky INBUS (*Innensechskantschraube Bauer und Schaurte*, Vnitřně šestihranný šroub Bauer a Schaurte), pod kterým byl v roce 1936 patentován německou společností Bauer & Schaurte Karcher z německého Neussu.

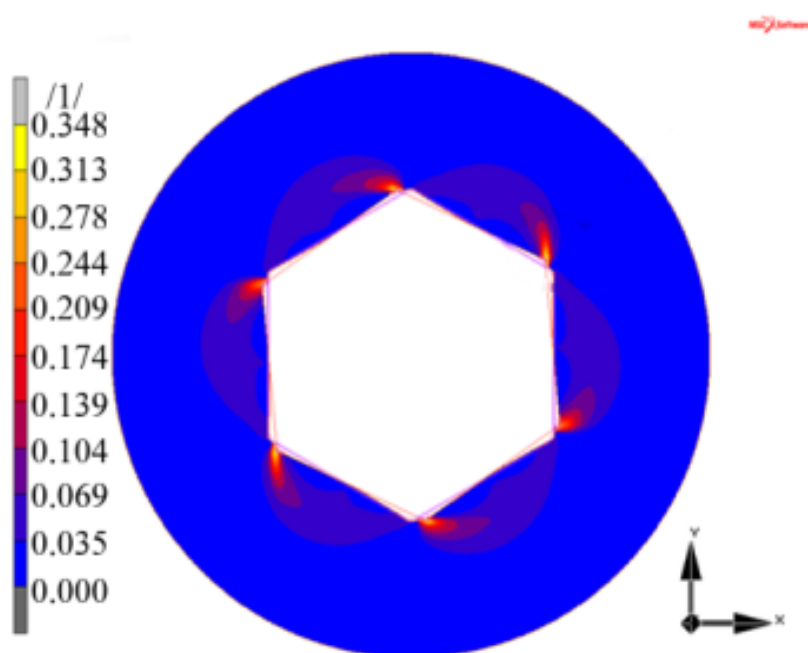
Šroub Inbus je takřka výhradně používán pro utahování dlah a hřebů ve firmě Medin a.s. Proto je vhodné se na něj zaměřit jako první.

Maximální hodnoty redukovaného napětí se vyskytují v místech očekávaného maxima, tj. v místech dotyku (mechanického kontaktu) tuhého tělesa (šroubováku) s deformovatelným tělesem (hlavou šroubu).

Při pootočení šroubováku o 5° vzniká v hlavě šroubu napětí o velikosti 881,6 MPa, viz Obr. 20. 8, dle teorie HMM (von Mises), výsledná ekvivalentní plastická deformace, viz Obr. 20. 9, dosahuje velikosti 0,348.



Obr. 20. 8 - Rozložení redukovaného napětí dle teorie HMM na hlavě typu Inbus



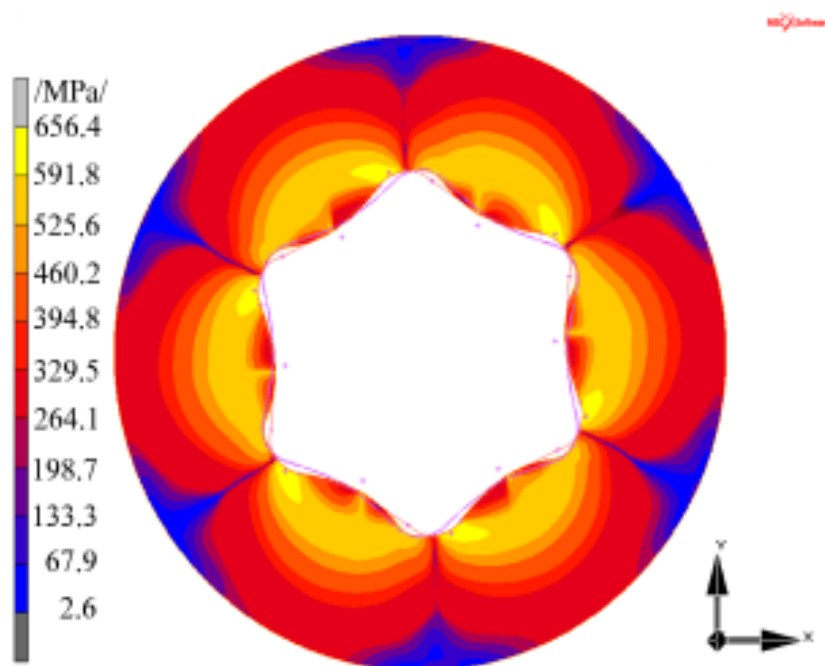
Obr. 20. 9 - Rozložení ekvivalentní plastické deformace na hlavě typu Inbus

20. 3 VÝSLEDKY MKP ANALÝZY – ŠROUB TORX

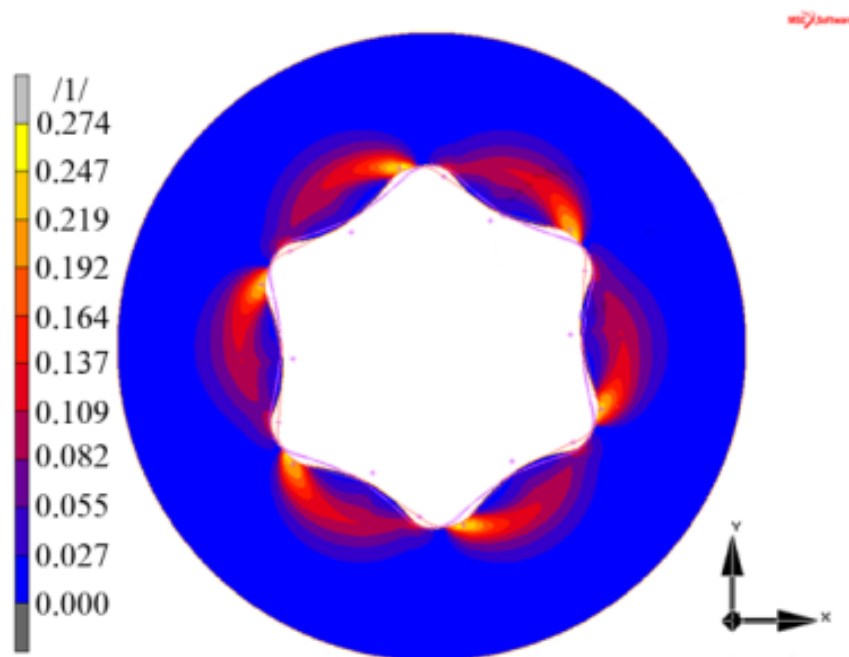
Torx je podobný inbusu, ale jeho jiné tvarování umožňuje efektivnější přenášení síly z klíče na utahovaný šroub, nejčastěji se používá v automobilovém a elektrotechnickém průmyslu. Šrouby Torx jsou řízeny normou ISO 10 664. Vynalezen roku 1967 firmou Camcar Textron. Také někteří výrobci lékařských dlah používají tento systém (např. Synthes).

Maximální hodnoty redukovaného napětí se opět vyskytují v místech očekávaného maxima, tj. v místech dotyku tuhého tělesa (šroubováku) s deformovatelným tělesem (hlavou šroubu).

Při pootočení šroubováku o 5° vzniká v hlavě šroubu napětí o velikosti 656,4 MPa, viz Obr. 20. 10, dle teorie HMM (von Mises), výsledná ekvivalentní plastická deformace, viz Obr. 20. 11, dosahuje velikosti 0,274.



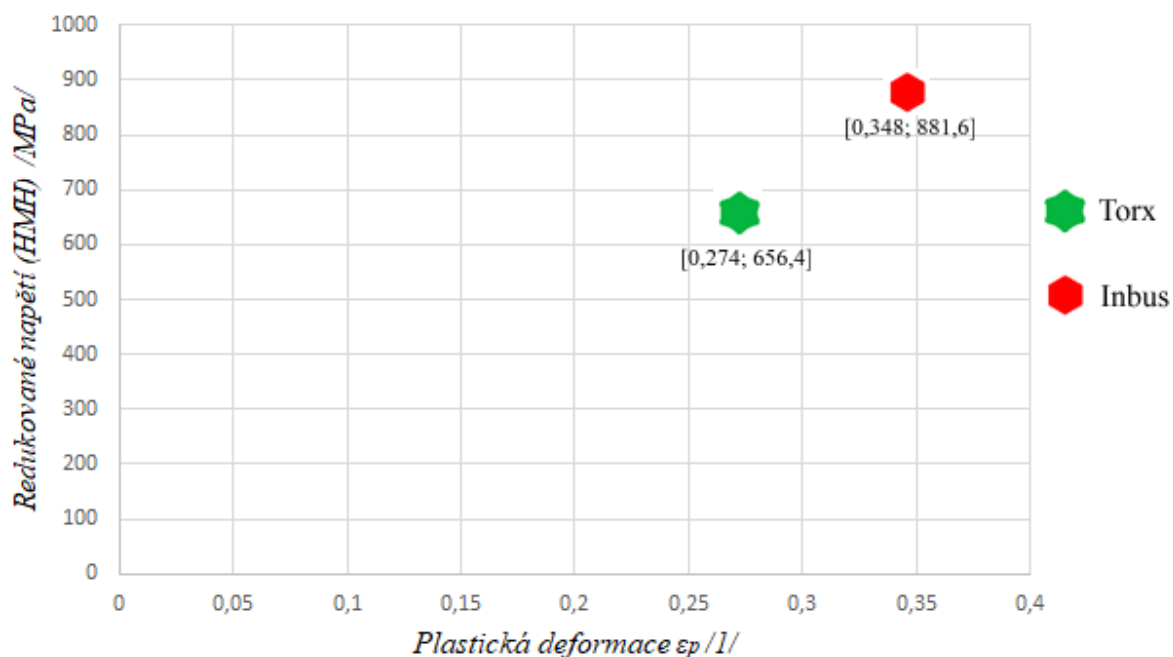
Obr. 20. 10 - Rozložení redukovaného napětí dle teorie HMM na hlavě typu Torx



Obr. 20. 11 - Rozložení ekvivalentní plastické deformace na hlavě typu Torx

Z výsledků analýz MKP je patrné, že při šroubování šroubovákem vzniká nejmenší napětí ve šroubu s hlavou typu Torx (napětí je o cca 25,5 % nižší než u šroubu s hlavou typu Inbus), rovněž ekvivalentní plastická deformace je z analyzovaných hlav šroubů nejnižší (plastická deformace je o cca 21,3 % nižší než u šroubu s hlavou typu Inbus).

Nejlepší volbou je tedy použití šroubu s hlavou typu Torx, který dosahuje nejmenších hodnot redukovaného napětí a také nejmenších hodnot plastické deformace, viz Obr. 20. 12.



Obr. 20. 12 - Porovnání výsledků analýz alternativ tvarů hlav šroubů podle redukovaného napětí dle teorie HMH (von Mises) a podle ekvivalentní plastické deformace v hlavě šroubu

Z výsledků jednoznačně vyplývá, že hlavy Torx jsou nejvhodnější a výsledky hlavy Inbus jsou uspokojivé pro lékařskou praxi. Typy hlav Square, PH a PZ jsou nevhodné pro lékařskou praxi.

V praxi lékaři často nepoužívají při utahování uzamykatelných kortikálních kostních šroubů v uzamykatelných otvorech úhlově stabilních dlah momentovou spojku a dotahovací kroučící moment pouze odhadují. Pokud utáhnou uzamykatelné kostní šrouby větším utahovacím momentem, při pozdější možné extrakci nelze šrouby povolit, protože větší kroučící moment potřebný pro jejich povolení způsobí stržení vnitřního šestihranu v hlavě šroubu. Pak musí lékař složitě odvrátit hlavy stržených šroubů a následně odstranit dřívky šroubů z kostí extrakčním setem, což nežádoucím způsobem prodlouží operaci a způsobí nežádoucí dodatečné poškození kostí pacienta (potenciální infekce a komplikace léčby).

Opatřením proti zaseknutí šroubů do dlah by také mohlo být jednoduché upravení stávajících dlah. Přidáním nového otvoru k díře pro uzamykatelný kostní šroub by se eliminovalo riziko zaseknutí šroubu do dlahy, viz Obr. 20. 13. Tento návrh by ovšem nebylo možné použít u všech typů úhlově stabilních dlah bez výraznější změny geometrie (zvětšení délek, tloušťek apod.). Přidání tohoto otvoru by totiž mohlo narušit tuhost jednotlivých dlah, proto by bylo nutné všechny takto upravené dlahy experimentálně testovat a porovnávat s náročnými numerickými simulacemi.



Obr. 20. 13 - Návrh změny otvoru pro uzamykatelné šrouby

Tato problematika byla zkoumána ve spolupráci s katedrou mechanické technologie na Vysoké škole báňské – Technické univerzitě Ostrava a z této spolupráce vyšel vědecký článek publikovaný v periodiku Journal of Medical and Biological Engineering, viz příloha na přiloženém DVD.

21 ZÁVĚR

Práce se zabývá numerickými analýzami patního hřebu C-NAIL, jenž se využívá v traumatologii. Tento moderní osteosyntetický implantát splňuje stále se zvyšující nároky na miniinvazivní přístup, na rozdíl od standardních patních dlah, kde je nutné odstranit velké množství kožního krytu a je zde zvýšené riziko infekce a následných potíží při rekonvalescenci.

U pevnostních výpočtů bylo nejprve nutné vytvořit geometrické modely samotné patní kosti, to se povedlo díky úzké spolupráci s traumatologickým oddělením Fakultní nemocnice v Ostravě (FNO) a chirurgického oddělení při Pardubické nemocnice, kteří dodali CT snímky, jež bylo možné dále zpracovávat v software Materialise Mimics. Tento software umožňuje oddělení kostní tkáně od měkkých tkání pomocí Hounsfieldovy jednotky. Takto vytvořené modely mohou nadále sloužit na výzkum a vývoj dalších osteosyntetických implantátů, vylepšování operačních postupů a v neposlední řadě k podrobnějšímu zkoumání mechanických vlastností calcanea.

Kostní tkáň patří do skupiny nehomogenních a anizotropních materiálů. V práci byl použit přístup nejjednoduššího homogenního izotropního materiálového modelu s konstantním modulem pružnosti pro celkovou kost a také metoda, která se má co nejvíce přiblížit realitě a to je přiřazení Youngova modulu pružnosti E každému elementu na základě velikosti Hounsfieldovy jednotky. Pro takto popsán model kosti bylo použito 100 materiálů (tzn. 100 modulů pružnosti E). Z pohledu makrosvěta toto představuje dostatečnou diskretizaci kompaktní až spongiózní kostní tkáně. Výsledný materiálový model, lze definovat jako po částech homogenní a izotropní. Rovnice popisující vztahy mezi Hounsfieldovou jednotkou a modulem pružnosti E jsou detailněji popsány v kapitole 14. Poissonovo číslo bylo vzhledem ke složitosti a menšímu vlivu na výsledky odhadnuto na hodnotu 0,34.

Prvotní analýzy bylo provedeny na „zdravých“ (srostlých) modelech patních kostí, a to z důvodu zjištění lomových charakteristik a chování kosti pod zatížením. Výsledky těchto výpočtů, byly nejprve prezentovány odborným lékařům, kteří potvrdili stejné lomové linie na reálných patních kostech a tím potvrdili správnost výpočtu. Rozdíly výsledků mezi jednotlivými materiálovými modely jsou minimální.

Následně byly zpracovány pevnostní analýzy implantátů v přímé interakci s kostní tkání. Mezi tělesy byly definovány lepené „bonded“ kontakty. Rozdíly výsledků mezi

jednotlivými materiálovými modely jsou patrnější pro případ, kdy je na patní hřeb definováno zatížení. Samotná kost je minimálně zatížena. Jako přesnější se jeví model, kdy je kostní tkáň popsána 100 různými materiály. Vytvoření tohoto materiálového modelu je pracnější a složitější, ale co nejvíce se blíží k popsání mechanických vlastností reálné kosti. Použití pružného podkladu, který by ve výpočtu nahradil interakci s kostí, by mohlo sloužit k budoucím, orientačním výsledkům.

Pro potřeby testování kostí, vznikl návrh univerzálního uchycovacího přípravku, který by bylo možné použít pro fyzického měření nejen patní kosti, ale i kostí dlouhých (femur, tibia). Použití lidské kosti pro takovéto testování bývá nejen z důvodu etické komise velmi komplikované. Nahrazení lidské kosti zvířecími v tomto případě bude dosti složité, tvarovou charakteristikou patní kosti, by bylo nejideálnější využití kostí primátů, kde by se tato kost velice obtížně získávala. Nejideálnější volbou by tedy bylo využití kostí vytvořených za pomoci 3D rapidprototypingu, či nákladných umělých kostí firmy Sawbones.

K samotnému experimentu již nedošlo, a to z důvodu ukončení projektu *Osteosyntéza zlomenin nohy a ruky*, kdy ze strany Medin a.s. již nebyla ochota financovat a doručit několik sad patních hřebů a patních dlah, které by byly nezbytné pro samotnou realizaci. Nicméně další generace doktorandů může tuto problematiku znovu otevřít a dotáhnout do konce.

Zařízení, které slouží lékařům k stabilní repozici patní kosti se nazývá distraktor. Model tohoto distraktoru vznikl v rámci bakalářské práce, J. Povýšila (2014) ve spolupráci s firmou Medin a.s. a FNO. Tento model byl podroben pevnostní analýze a na základě výsledků byly navrženy optimalizační návrhy. V současnosti se upravený model distraktoru, používá v klinické praxi.

Kromě analýz implantátů pro zlomeniny patní kosti se autor zabýval problematikou uzamykatelných šroubů do osteosyntetických implantátů a jejich problémech při demontáži.

21.1 PŘÍNOS PRO VĚDNÍ OBOR A PRAXI

Díky rozvoji a vývoji implantátů je v dnešní době možné operativně léčit i velmi vážné a komplikované zlomeniny účinněji, než tomu bylo v minulosti. Vytvořením numerických modelů kostní tkáně je možné lépe vyvíjet a optimalizovat implantáty, díky přesnějšímu rozložení zatížení na daný implantát. Vyšší spolehlivost implantátů přináší zkvalitnění lékařské

péče. Modely vytvořené v software Materiale Mimics mohou rovněž sloužit k vývoji lékařských nástrojů a implantátů.

Přínosem pro obor Aplikované mechaniky na VŠB-TUO je nově zavedení softwaru Materialise Mimics do metodiky numerického modelování kostní tkáně s využitím MKP a následnou optimalizací implantátů. Autor se podílel na vytváření modelů dalších kostí pro výzkumnou činnost ostatních členů vědeckého sboru katedry a studentů (modely kostí Metatarsu, Aort, Talu apod.). Rovněž pod vedením doc. Ing. Karla Frydryška Ph.D., zaváděl předmět Biomechanika I (FMMI), kde studenti prováděli modelování kosti z CT snímků v software Materialise Mimics. Poznatky získané v průběhu analýz a experimentů byly publikovány na mezinárodních konferencích, časopisech a výzkumných zprávách projektů (1x článek s IF, 2x WoS, 2x Scopus, 5x konferenční příspěvek).

21.2 MOŽNOST DALŠÍHO ROZVOJE

Geometrie kostní tkáně každého pacienta se liší. Nelze tedy vytvořit univerzální implantát, který přesně padne každému pacientovi a je vhodný na všechny zlomeniny. V dnešní době, již lze implantáty vytvořit za pomoci 3D tisků kovových materiálů a je tedy v blízké budoucnosti vytvářet implantáty na míru pro konkrétního pacienta dle jeho potřeb. Tato metoda přinese anatomickou kompatibilitu nebo úpravu geometrie implantátu s ohledem na aktuální zlomeninu. Některé typy zlomenin vyžadují prvotní osteosyntézu pomocí zevních fixátorů (dráty, šrouby, popřípadě distraktory). Je to z důvodu otoků měkkých tkání či léčby závažnějších poranění. Tento čas by se mohl vyplnit vytvořením implantátu na míru pro aktuálního pacienta a zlomeninu. Budoucí rozvoj se může zabývat právě vývojem metodiky takto vytvořených implantátů na míru, kdy z CT či MRI snímků se vytvoří 3D model zlomeniny, následován simulací repozice a vytvoření modelu implantátu, který poté bude vyroben pomocí 3D tisku. Toto zkvalitnění lékařské péče o pacienta je však spojeno s dalšími socio - ekonomickými náklady. Implantát na míru (kusová výroba) bude vždy dražší než sériově vyráběný.

U numerických analýz může být dále zkoumáno chování implantátů a kostní tkáně v plastické oblasti. Kromě uvedeného hřebu se mohou také zkoumat, v přímé anatomické interakci s kostní tkání, ostatní implantáty jako dlahy, kostní šrouby či zevní fixátory. Dále by se mohl uplatnit pravděpodobnostní přístup (SBRA metoda), či rozvoj pružného podkladu pro rychlejší a orientační výpočet.

Výsledky disertační práce plánujeme se školitelem a lékaři vydat v odborných člancích a jako kapitolu v monografii Biomechanika II, kde se objeví i výsledky nové konstrukce C-NAILu II a minihřebu, které již byly prezentovány lékařům.

22 CONCLUSION

The work deals with numerical analysis of the calcaneus (heel) nail C-NAIL which is used in traumatology. This modern osteosynthetic implant meets increasing demands for a mini-invasive approach, opposed to standard heel plates where large amount of skin cover needs to be removed and there is an increased risk of infection and convalescence problems.

For strength analysis was necessary to create geometric model of the calcaneus. That was achieved with close cooperation with the Traumatology Department of the Fakultní nemocnice Ostrava (FNO) and the Surgical Department of Pardubická nemocnice, who provided CT images necessary for the next modeling process in Materialise Mimics software. This software allows the separation of bone tissue from soft tissues using the Hounsfield unit. These model can be used for research and development of other osteosynthesis implants, improvement of surgical procedures and for more detailed research of the mechanical properties of calcaneus.

Bone is inhomogeneous and anisotropic materials. In this thesis was used the simplest homogeneous isotropic material model with a constant modulus of elasticity for the bone and also a method that is as close to reality, which assigned Young's modulus E to each element base on the size of the Hounsfield unit. For this bone model 100 materials (i.e. 100 E modulus) were used. From a macro-world perspective, this represents sufficient discretization of compact to spongy bone tissue. The final material model can be defined in parts homogeneous and isotropic. The equations describing the relationships between the Hounsfield unit and the modulus of elasticity E are described in more detail in Chapter 14. The Poisson number was estimated to be 0,34 due to the complexity and less impact on the results.

Initial analyses were performed on „healthy“ (consist) models of the heel bones to determine the fracture characteristics and behavior of the bone under pressure. The results of these analysis were first presented to doctors who confirmed the same fracture lines on real heel bones and thus confirmed the correctness of the calculations. The differences in results between individual material models are minimal. In the next step were performed strength analyses of implants in direct interaction with bone tissue. Bonded contacts were defined between the

bodies. The differences in the results between the material models are more noticeable when the heel nail is under pressure. The bone itself is minimally loaded. The model in which bone tissue is described by 100 different materials appears to be more accurate. Creating this material model is more laborious and complex, but as close as possible to describing the mechanical properties of real bone. The use of an elastic foundation which replaces bone interaction in the simulation could be used for more indicative results in the future.

For the purposes of bone testing was developed a concept of universal test fixtures which could be used for physical measurement of not only the heel bone but also the long bones (femur, tibia). The use of human bones for such a testing tends to be very complicated not only because of the ethics committee. Replacing human bone with animal in this case will be difficult. The shape characteristics of the calcaneus would be the most ideal use of primate bones where this bone would be very difficult to obtain. The most ideal choice was to use bones created using 3D rapid prototyping or expensive artificial bones from company Sawbones.

The experiment itself was not done because the project Osteosynthesis of fractures of the foot and hand was closed and company Medin a.s. has no longer a will to finance this project and deliver several sets of heel nails and heel plates that would be necessary for the actual implementation. However, the next generation of Ph.D. students can reopen this issue and finish it.

A device that serves doctors to stabilize and reposition of the heel bone is called a distractor. The model of this distractor was created during the Bachelor thesis, J. Povýšil (2014) in cooperation with the company Medin a.s. and Fakultní nemocnice Ostrava. This model was subjected to strength analysis and optimized based on results. Modified model of distractor is currently used in clinical practice. Besides the analysis of implants for calcaneous fractures the author dealt with the problem of self-locking screws for osteosynthetic implants and their problems during disassembly.

22.1 CONTRIBUTION FOR SCIENCE AND INDUSTRY

Thanks to the research and development in the field of implants, it is now possible to surgically treat even very serious and complicated fractures more effectively than in the past. By creating numerical bone tissue models, it is possible to develop and optimize implants better, due to a more precise load distribution on the particular implant. Improved implant reliability improves patient care. Bone models created in Materialise Mimics software can also serve to develop

medical instruments and implants. A benefit for the Applied Mechanics field of study (Faculty of Mechanical Engineering, VŠB-TUO) is the recent introduction of Materialise Mimics software into the methodology of numerical modelling of bone tissue using FEM and subsequent optimization of implants.

The author was involved in the creation of models of other bones for research activities of other members of the Department of applied mechanics and students (model of Metatarsus, Aorta, Talus, etc.) also led by doc. Ing. Karel Frydryšek Ph.D., introduced in Biomechanics I (FMMI) where students performed bone modeling from CT images in Materialise Mimics software. The knowledge gained during the numerical analyses and experiments was published at international conferences, journals and research reports of projects (1 x article with IF, 2 x WoS, 2 x Scopus, 5 x conference paper).

22.2 RECOMMENDATION FOR FURTHER RESEARCH

The geometry of each patient's bone tissue varies. Therefore it is not possible to create a universal implant that fits exactly to each patient and is suitable for all fractures. Nowadays implants can be created with 3D printing of metallic materials and it is therefore in the near future to create implants tailored to a specific patient according to his needs. This method will provide anatomy compatibility or adjustment of the implants geometry with respect to the current fracture. Some types of fractures require primary osteosynthesis using external fixators (wires, screws or distractors). This is due to swelling of soft tissues or treatment of more serious injuries.

This creates the time for a custom-made implant for the particular patient and for the fracture. Future development can deal with developing the methodology of the customized implants, where a 3D model of the fracture is created from CT or MRI images, followed by a replication simulation and creating an implant model that will then be made using 3D print. According to the results of fatigue analysis, anatomically better implants show better resistance to fatigue. However, this improvement in patient medical care is linked to other socio-economic costs. A customized implant (piece production) will always be more expensive than a mass-produced one.

Numerical analysis can further investigate the behaviour of implants and bone tissue in the plastic area. In addition to the nail, other implants such as plates, bone screws, external fixators, etc. can also be examined in direct anatomical interaction with bone tissue.

The probabilistic approach (SBRA method) and the development of elastic foundation for faster and orientation simulation could be applied.

We plan to publish the result of this Dissertation work together with the supervisor and doctors in specialized articles and as a chapter in the monography Biomechanics II where the results of the new construction of C-NAIL II and mini nail are presented.

23 SEZNAM POUŽITÝCH PRAMENŮ

- [1] RICHTER, M. Polyaxially-locked plate screws increase stability of fracture fixation in an experimental model of calcaneal fracture. *Journal of Bone and Joint Surgery - British Volume*. 2006, 88-B(9), 1257-1263. DOI: 10.1302/0301-620X.88B9.17822. ISSN 0301620x.
- [2] PANG, Qing-jiang, Xiao YU a Zong-hui GUO. The sustentaculum tali screw fixation for the treatment of Sanders type II calcaneal fracture: A finite element analysis. *Pakistan Journal of Medical Sciences* [online]. 1969, 30(5), - DOI: 10.12669/pjms.305.5301. ISSN 1681715x.
- [3] REINHARDT, S., MARTIN, H., ULMAR, B., ZWIPP, H., RAMMELT, S., RICHTER, M., POMPACH, M., MITTLMEIER, T, 2016. Interlocking nailing versus interlocking plating in intra-articular calcaneal fractures: a biomechanical study. *Foot & Ankle International*. 37. DOI:10.1177/1071100716643586.
- [4] SEJDA, F. Biomechanika – pevnostní analýza patního hřebu C-NAIL, diplomová práce, VŠB – Technická univerzita Ostrava, 71 s., 2014,
- [5] ŘEPA, Vojtěch. Výpočtová analýza patní kosti s fixačními hřebi [online]. Ostrava, 2017 [cit. 2019-07-14]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/10084/117406>. Bakalářská práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava.
- [6] MORGAN, Elise F., Harun H. BAYRAKTAR a Tony M. KEAVENY. Trabecular bone modulus–density relationships depend on anatomic site. *Journal of Biomechanics* [online]. 2003, 36(7), 897-904, DOI: 10.1016/S0021-9290(03)00071-X. ISSN 00219290.
- [7] KEYAK, Joyce H., FALKINSTEIN, Y., Comparison of in situ and in vitro CT scan-based finite element model predictions of proximal femoral fracture load. *Medical Engineering & Physics* [online]. 2003, 25(9), 781-787. DOI: 10.1016/S1350-4533(03)00081-X. ISSN 13504533.
- [8] YOSIBASH, Z. P-FEMs in biomechanics: Bones and arteries. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*. 2012, s. 249-252:169-184. ISSN: 0045 7825. DOI: 10.1016/j.cma.2012.09.006.

- [9] InVesalius software, [online].Dostupné z WWW: <https://invesalius.github.io/>
- [10] Vitrea software,[online].Dostupné z WWW: <https://www.vitalimages.com/enterprise-imaging-solution/advanced-visualization-2/>
- [11] Seg3D software,[online].Dostupné z WWW: <http://www.sci.utah.edu/cibc-software/seg3d.html>
- [12] 3D slicer software ,[online].Dostupné z WWW: <https://www.slicer.org/>
- [13] MATERIALISE, Mimics Student Edition Course Book. Materialise. Ann Arbor, USA, 2014. Dostupné z: <https://www.researchgate.net/file.PostFileLoader.html?id=5686aa597dfbf9d5458b458b&assetKey=AS%3A313124089991168%401451666008906>
- [14] MORALES-ORCAJO, Enrique, Javier BAYOD a Estevam BARBOSA DE LAS CASAS. Computational Foot Modeling: Scope and Applications. Archives of Computational Methods in Engineering. 2016, 23(3), 389-416. DOI: 10.1007/s11831-015-9146-z. ISSN 1134-3060
- [15] LUCZKIEWICZ, P., DASZKIEWICZ, K., WITKOWSKI, W., CHRÓŚCIELEWSKI, J., FERENC, T., BACZKOWSKI, B., (2018). The influence of a change in the meniscus cross-sectional shape on the medio-lateral translation of the knee joint and meniscal extrusion. PLOS ONE. 13. e0193020. 10.1371/journal.pone.0193020.
- [16] FOLEY, W.L., FROST, D.E., PAULIN Jr., W.B., TUCKER, M.R.,Uniaxial pullout evaluation of internal screw fixation, (1989) Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 47 (3), pp. 277-280. doi: 10.1016/0278-2391(89)90231-0
- [17] HELLER, J.G., ESTES, B.T., ZAOUALI, M., DIOP, A. BIOMECHANICAL STUDY OF SCREWS IN THE LATERAL MASSES: VARIABLES AFFECTING PULL-OUT RESISTANCE (1996) JOURNAL OF BONE AND JOINT SURGERY - SERIES A, 78 (9), PP. 1315-1321
- [18] ČIHÁK, R., Anatomie 1, 3. Vydání, Grada Publishing, a.s 2011, 552 s. ISBN 978-80-247-3817-8

- [19] Biomechanika – kostní tkáň [online].
Dostupné z WWW: <http://www.kme.zcu.cz/kmet/bio/tkkostni.php>
- [20] Tkáň - muskuloskeletální tkáň [online].
Dostupné z WWW: http://www.kst.cz/web/?page_id=2805
- [21] Periost [online]. Dostupné z WWW: <https://www.wissen.de/medizin/periost>
- [22] Kostní dřev [online].
Dostupné z WWW: <http://studenti.cgym-kh.cz/studenti/biologie/7%20septima/Kostni%20dren,%20spojeni%20kosti/Kostni%20dren,%20spojeni%20kosti.pdf>
- [23] Buňka a tkáň [online].
Dostupné z WWW: <http://www.sportstatus.cz/anatomie/bunka-a-tkane>
- [24] STEHLÍK, J., ŠTULÍK, J. Zlomeniny patní kosti. 1. vyd. Praha: Galén, 2005. ISBN 8072623281.
- [25] RTG snímek calcanea [online].
Dostupné z WWW: <http://www.startradiology.com/internships/general-surgery/ankle/x-ankle/>
- [26] Anatomie calcanea [online].
Dostupné z WWW: <https://boneandspine.com/calcaneus-anatomy-and-attachments/>
- [27] Kosterní soustava - Obecná osteologie a arthrologie [online].
Dostupné z WWW: <http://www.sportstatus.cz/anatomie/kosterni-soustava---obecna-osteologie-a-arthrologie>
- [28] Dopady na nohu [online].
Dostupné z WWW: <https://www.ebay.co.uk/p/GEL-Posture-Heel-Levelling-Foot-Supports-Angled-Correcting-Pronation-Supination-1x-Pair-Medium/1655549029>
- [29] RAK, V., Operační léčba nitrokloubních zlomenin patní kosti, Disertační práce, 1. vydání, MASARYKOVA UNIVERZITA, 91 s., 2007
- [30] PŘIBYLOVÁ, M., Ošetrovatelská péče u pacienta se zevním fixátorem, Bakalářská práce, 1. vydání, Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích, 78 s., 2012

- [31] Extraartikulární zlomenina patní kosti [online]. Dostupné z WWW: <http://52.62.202.235/lower-limb/foot-and-ankle/calcaneal-fractures/background>
- [32] Intraartikulární zlomenina calcanea [online]. Dostupné z WWW: <https://www.podiatrytoday.com/article/4739>
- [33] ČERMÁKOVÁ, M., Zlomeniny patní kosti, chirurgické ošetření a následná péče, Bakalářská práce, Univerzita Palackého v Olomouci, 61s., 2008
- [34] Essex - Loprestiho klasifikace zlomenin [online]. Dostupné z WWW: <https://www.memorangapp.com/flashcards/161190/Prism+pg.+63/>
- [35] POMPACH, M. Kalkaneální hřeb C-NAIL, porovnání implantátů pro osteosyntézu zlomeniny patní kosti. Olomouc, 2016. disertační práce, univerzita palackého v Olomouci. Lékařská fakulta
- [36] HOWELS, R., HUGHES, A., JACKSON, M., ATKINS, R., LIVINGSTONE, J., Interobserver and Intraobserver Reliability Assessment of Calcaneal Fracture Classification Systems, [online]. 2014, Dostupné z WWW: [https://www.jfas.org/article/S1067-2516\(13\)00253-6/pdf](https://www.jfas.org/article/S1067-2516(13)00253-6/pdf), DOI: 10.1053/j.jfas.2013.06.004
- [37] JOŘENEK, J. Biomechanika – Externí fixátor pro pelvis a acetabulum, 1. vydání, Diplomová práce, VŠB – Technická univerzita Ostrava, 65 s., 2012
- [38] SUTSPAL, S., CHIH – HUI, T., KIM, A., DAILEY, T., Talar Neck Fracture Reduced and Stabilized with an Ilizarov External Fixator, The Foot and Ankle Online Journal 3, [online]. Dostupné z WWW: <https://faoj.wordpress.com/2010/07/01/talar-neck-fracture-reduced-and-stabilized-with-an-ilizarov-external-fixator-a-case-report-with-three-year-follow-up/>, ISSN 1941-6806, DOI: 10.3827/faoj.2010.0307.0001
- [39] Medin a.s., - produktový katalog [online]. Dostupné z WWW: <https://www.medin.cz/heel-plates-angularly-stable>
- [40] Medin a.s., - produktový katalog [online]. Dostupné z WWW: <https://www.medin.cz/c-nail-hreb-patni>

- [41] FH Orthopedics [online]. Dostupné z WWW: <http://www.fhorthopedics.fr/calcanail,19323,fr.html>
- [42] RADOMISKII, A., RYABOKON, P., Surgical treatment results of displaced intra-articular calcaneal fracture using a locked nail, The Foot and Ankle Online Journal, 2015, ISSN 1941-6806
- [43] HRUŠÁK, Daniel; Dluhoš, Luděk. Alveolární distrakce českým univerzálním distraktorem. StomaTeam, 2004, roč. 4, č. 2, s. 4-5. ISSN 1214-147X.
- [44] AO FOUNDATION. Transforming Surgery-Changing Lives [online]. Dostupné z: www.aofoundation.org
- [45] LOSERTOVA, M., ŠTAMBORSKÁ, M., LAPIN, J. et al. Comparison of Deformation Behaviour of 316L Stainless Steel and Ti6Al4V Alloy Applied in Traumatology. Matalurgija. 2016, roč. 55, č. 4, s. 667-670. ISSN 0543-5846. Dostupné z: <http://hrcak.srce.hr/157393>
- [46] FINETUBES, Legierung 316LVM, UNS S31673, WNR 1.4441. [online]. Devon, United Kingdom. Dostupné z: <http://www.finetubes.co.uk/products/specialist-tubematerials/stainless-steel-tubes/alloy-316lvm-uns-s31673/>
- [47] ASM, Titanium Ti-6Al 4V. Pompano Beach, 2016. Dostupné z: <http://asm.matweb.com/search/SpecificMaterial.asp?bassnum=MTP641>
- [48] KAPANDJI, I. A. The physiology of the joints: annotated diagrams of the mechanics of the human joints. Eng. ed. of the 5th ed. New York: Churchill Livingstone, 1987-. ISBN 0443036187.
- [49] KUMAR, S. Biomechanics in ergonomics. Philadelphia, PA: Taylor & Francis, c1999. ISBN 0748407049.
- [50] Pedoped: Quick Start Guide. 2015: pedoped insole with attachment electronics. 2015. http://www.novel.de/_novelhn_doc/pedoped/pedoped_QuickStartGuide_v1-3-26.pdf
- [51] Computed Tomography (CT). 2016 [online]. Dostupné z: <https://www.medicalradiation.com/types-of-medical-imaging/imaging-using-xrays/computed-tomography-ct/>

- [52] TADDEI, F., SCHILEO, E., HELGASON, B., CRISTOFOLINI, L., VICECONTI, M., “The material mapping strategy influences the accuracy of CT-based finite element models of bones: an evaluation against experimental measurements,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 29, no. 9, pp. 973–979, 2007
- [53] KOURTIS, L.C., CARTER, D.R., KESARI, H., BEAUPRE, G.R., A new software tool (VABATTS) to calculate bending, axial, torsional and transverse shear stresses within bone cross sections having inhomogeneous material properties,” *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 11, no. 5, pp. 463–476, 2008.
- [54] HELGASON, B., PERILLI E., SCHILEO E. et al. Mathematical relationships between bone density and mechanical properties: A literature review. *Clinical Biomechanics*. 2008, roč. 23, č. 2, s. 135-146. ISSN: 0268-0033. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2007.08.024
- [55] BACA, V., HORAK, Z., MIKULENKA, P., DZUPA, V., “Comparison of an inhomogeneous orthotropic and isotropic material models used for FE analyses,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 30, no. 7, pp. 924–930, 2008
- [56] YOSIBASH, Z. P-FEMs in biomechanics: Bones and arteries. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*. 2012, s. 249-252:169-184. ISSN: 0045 7825. DOI: 10.1016/j.cma.2012.09.006.
- [57] KHANA, S.N., WARKHEDKAR, R.M., SHYAM, A.K. Analysis of Hounsfield Unit of Human Bones for Strength Evaluation. *Procedia Materials Science*. 2014, č. 6, s. 512-519. ISSN: 2211-8128 DOI: <https://doi.org/10.1016/j.mspro.2014.07.065>
- [58] MUGHAL, U. N., KHAWAJA, H. A., MOATAMEDI, M., Finite Element Analysis of Human Femur Bone. *International Journal of Multiphysics*. 2016, roč. 9, č. 2, s. 101-108. ISSN 17509548.
- [59] MATALIOTAKIS, G.I., TSOUKNIDAS, A., PANTELIOU, S. et al. A new, low cost, locking plate for the long-term fixation of a critical size bone defect in the rat femur: In vivo performance, biomechanical and finite element analysis. *BioMedical Materials and Engineering*. 2015, roč. 25, č. 4, s. 335-346. ISSN: 0959-2989. DOI: 10.3233/BME-151540

- [60] ZWIPP, Hans, Libor PAŠA, Luboš ŽILKA, Michael AMLANG, Stefan RAMMELT a Martin POMPACH. Introduction of a New Locking Nail for Treatment of Intraarticular Calcaneal Fractures. Journal of Orthopaedic Trauma, Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2016, roč. 30, č. 3, s. "E88"- "E92". ISSN 0890-5339. doi:10.1097/BOT.0000000000000482."
- [61] MAXWELL, A., OWENS, J., GILBERTS, T., TOMASH, M., WAYNE, J., ADELAA, R., Biomechanical Performance of Lateral Versus Dual Locking Plates for Calcaneal Fracture, The Journal of Foot and Ankle Surgery, 2015, (p. 830 – 835), DOI: 10.1053/j.jfas.2015.01.001
- [62] Devcon Magic Bond™ Epoxy Putty. Online Materials Information Resource - MatWeb [online]. Dostupné z: <http://www.matweb.com/search/datasheetText.aspx?bassnum=PDEVCON17>
- [63] VÁVRA, P., LEINVEBER, J., Strojnické tabulky, ALBRA 2017, ISBN 978-80-7361-111-8
- [64] MATERIALISE, Mimics Student Edition Course Book. Materialise. Ann Arbor, USA, 2014. Dostupné z: <https://www.researchgate.net/file.PostFileLoader.html?id=5686aa597dfbf9d5458b458b&assetKey=AS%3A313124089991168%401451666008906>
- [65] JONES, A. Micro-computed tomography studies of biomaterial and bone, Canberra, Australia: the Australian National University, 2011, [online]. Dostupné z WWW: https://openresearchrepository.anu.edu.au/bitstream/1885/8791/2/05Chapters5and6_Jones.pdf
- [66] POVÝŠIL, J., Přípravek pro prostorovou repozici, Bakalářská práce, VŠB - Technická Univerzita Ostrava, 2014, 81s.

24 AUTOROVY PUBLIKACE

- [68] FRYDRÝŠEK, K., UČEŇ, O., FOJTÍK, F., PORUBA, Z., THEISZ, G., SEJDA, F., MICHENKOVÁ, Š., Numerical and Experimental Verifications of External and Internal Fixators for Traumatology and Orthopaedics. Applied Mechanics 2014 : 16th international scientific conference : April 14-16, 2014, Kraków, Poland : conference proceedings, Wydawnictwo Katedry Mechaniki Teoretycznej i Stosowanej, 2014, s. 2324, ISBN 978-83-60102-67-1
- [69] SEJDA, F., FRYDRÝŠEK, K., POMPACH, M., LITNER, R., Biomechanics – Elastic Foundation Applied in Modelling of Calcaneal Nails, Scientific Proceedings Faculty of Mechanical Engineering. Volume 23, Issue 1, Pages 12–17, ISSN (Online) 1338-5011, DOI: 10.1515/stu-2015-0003, March 2016
- [70] SEJDA, F., BAJTEK, V., MICHENKOVÁ, Š., FRYDRÝŠEK, K., THEISZ, G., Probabilistic Assessment of Beams Rested on an Elastic Foundation, 17th International Scientific Conference Applied Mechanics : Kutná Hora, April 13th-15th 2015, Czech Republic
- [71] BAJTEK, V., FRYDRÝŠEK, K., MRKNICA, I., SEJDA, F., VLK, M., Strength analysis of a woodworking cutter, 17th International Scientific Conference Applied Mechanics : Kutná Hora, April 13th-15th 2015, Czech Republic
- [72] FRYDRÝŠEK, K., BAJTEK, V., SEJDA, F., MICHENKOVÁ, Š., DVOŘÁK, L., Testing the Sealing Reliability of Plastic Bottle Closures, Experimental Stress Analysis 2016 : 54rd international conference : June 1-4, 2015, Srní 30.5.-2.6.2016, Czech Republic
- [73] ČADA, R., FRYDRÝŠEK, K., SEJDA, F., DEMEL, J., PLEVA, L., Analysis of Locking Self-Taping Bone Screws for Angularly Stable Plates, JOURNAL OF MEDICAL AND BIOLOGICAL ENGINEERING, 2017, DOI: 10.1007/s40846-017-0279-4
- [74] ČADA, R., FRYDRÝŠEK, K., SEJDA, F., Evaluation Of Locking Bone Screw Heads, ENGINEERING MECHANICS 2018 PROCEEDINGS, VOL 24, DOI: 10.21495/91-8-133

25 SEZNAM PŘÍLOH

Příloha A – DVD-ROM:

- zdrojové soubory patní kosti v software Mimics
- geometrické a numerické modely calcanea
- CT snímky dolní končetiny
- Článek s impakt faktorem (1,306 – 2018):
Analysis of Locking Self-Taping Bone Screws for Angularly Stable Plates